

METHOD AND APPARATUS FOR DISPLAYING FLUORESCENCE IMAGES AND METHOD AND APPARATUS FOR ACQUIRING ENDOSCOPE IMAGES

BACKGROUND OF THE INVENTION

Field of the Invention

本発明は、励起光の照射により生体組織から発せられた蛍光に基づいて生体の組織性状を表す画像を表示する蛍光画像表示方法および装置に関するものである。また、本発明は、光を照射することにより生体組織によって反射された反射光に基づき前記生体組織の画像を取得する内視鏡画像取得方法および装置に関するものである。

Description of the Related Art

従来より、励起光を生体組織に照射することにより、この生体組織から発生した自家蛍光を画像として検出し、生体の組織性状を観察する装置が知られている。例えば、体腔内の生体組織に波長410nm近傍の励起光を照射し、この励起光の照射により生体組織から発生した蛍光の強度と、この生体組織が受光した励起光の強度との比率で表される蛍光収率や、励起光の照射により発生した蛍光中の480nm近傍の波長領域の強度と、430nm～730nmに亘る波長領域の強度との比率で表される規格化蛍光強度に基づいて作成された画像によって生体の組織性状を観察する内視鏡装置が提案されている。

上記蛍光収率は、生体の正常組織および病変組織が同一強度の励起光を受光した場合に正常組織から発生する自家蛍光の強度が病変組織から発生する自家蛍光の強度より高くなることに基づいて病変組織と正常組織との識別を行う指標であり、また、この蛍光収率は同一の被測定部位における励起光の受光強度とこの励起光の受光により発生した自家蛍光の発光強度との比率で表される値なので、励起光を照射する射出点と励起光の照射を受ける生体組織の被測定部位との距離および角度等に影響されない生体の組織性状を表す安定した指標として利用することができる。

実際に蛍光収率を求めるにあたっては、生体組織が受光した励起光の強度を直接測定することが難しいので、近赤外光等の生体組織に吸収されにくい波長領域

を有する参照光の照射を受けた生体組織によって反射された光（以後反射参照光と呼ぶ）の強度によって前記生体組織が受光した励起光の強度を代替し、蛍光収率を求めている。

すなわち、蛍光収率は、励起光の照射を受けた生体組織から発生した蛍光の強度と生体組織が照射を受けた励起光の強度との比率に基づいて求められる値であるが、蛍光収率の近似値として、励起光の照射を受けた生体組織から発生した蛍光の強度と参照光の照射を受けた生体組織によって反射された反射参照光の強度との比率に基づいて近似的に蛍光収率の値を求めている。

一方、規格化蛍光強度は、励起光の照射を受けた生体の正常組織と病変組織とから発生する蛍光のスペクトルの形状が480nm近傍の波長領域において異なることに基づいて正常組織と病変組織との識別を行う指標であり、蛍光収率と同様に、励起光を照射する射出点と励起光の照射を受ける生体組織の被測定部位との距離および角度等に影響されない指標である。

このように、体腔内の組織性状を画像として観察する内視鏡装置等においては、上記蛍光収率や規格化蛍光強度等の指標を用いて作成した組織性状画像を用いて生体の組織性状を観察している。

上記蛍光収率を表す画像を作成しようとするときに生体組織に参照光を照射すると生体組織を覆っている粘液や血液によって参照光が鏡面反射（正反射）され、この反射光（正反射光）が検出光路を伝播して直接検出されることがある。この正反射光が生じた生体組織の領域は、生体組織が受光した励起光の強度を表していない輝度の非常に高い輝点として検出され、この領域からは正確な蛍光収率を表す画像が得られない。したがって、この正反射光による影響を除去する方法が望まれる。

その一般的な方式としては、偏光フィルタを介して直線偏光とされた光を生体組織に照射し、この生体組織によって反射された光を撮像側にクロスニコルの配置となるように偏光フィルタを配置した光学系を介して撮像することにより、照射された光の偏光方向が保存されている正反射光を除去する方式が知られている。また、偏光フィルタを介して直線偏光とされた光を生体組織に照射し、この生体組織によって反射され撮像素子によって受光された光の輝度が一定レベルを越

えた場合に検光子を回転させて受光される正反射光の輝度を低減する方式や、正反射光を含む複数の画像を撮像して、それらの画像上の対応点を検出し、正反射光による輝点が目立たないように画像を合成する画像処理を施す方式等も提案されている。

しかしながら、生体組織から発生した蛍光の強度の違いに基づいてこの生体の組織性状を表す画像を作成し表示しようとするときには、生体の組織性状が誤って観察されてしまうような画像として表示すると非常に大きな問題となるので、上記方式のように単に正反射光の影響が目立たないように画像を処理しただけでは不十分である。

例えば、蛍光収率を用いて生体の組織性状を表示しようとする場合には、参照光が正反射された生体組織の領域からは強度の高い反射参照光が検出され、この領域は強度の高い励起光を受光した領域として認識されてしまう。この場合、その領域から発生した蛍光の強度と、その領域から検出された、正反射された反射参照光の強度とは無関係であり、実際にはその領域の生体組織は強度の高い励起光を受光したわけではない。

この問題に対しては、偏光フィルタを撮像素子の入射光路に挿入することにより正反射光の強度を弱めたり、上記方式のような画像処理によって輝点を目立たなくしたりしただけでは上記問題点は十分に改善されず、正反射光の影響により生体の組織性状を観察するために用いる十分に信頼のできる画像が得られない。

なお、このように、生体の組織性状を正確に表すことができない領域が生じる問題は、測定装置の検出限界や有効測定範囲の限界を超えて測定が行なわれたときにも発生し、また、この種の課題は生体組織に励起光を照射した際に発生する蛍光（自家蛍光）、および予め蛍光診断薬を吸収させた生体組織に励起光を照射した際に発生する蛍光（薬剤蛍光）に共通する課題である。

SUMMARY OF THE INVENTION

本発明は、上記の事情に鑑みてなされたものであり、生体の組織性状を表す画像に含まれる生体の組織性状との対応が不正確な領域を明示することにより、信頼性の高い生体の組織性状の観察を行うことができる蛍光画像表示方法および装置を提供することを目的とするものである。

また、本発明は、生体組織に照射された光の反射光を検出することにより得られた画像に含まれる正反射光による輝点によって他の領域の生体組織の観察が妨げられるという悪影響を軽減した画像を取得することができる内視鏡画像取得方法および装置を提供することを目的とするものである。

本発明の蛍光画像表示方法は、励起光の照射を受けた生体組織から発せられた蛍光を特定の波長領域において検出することにより得られた第1の蛍光画像と、蛍光を前記特定の波長領域とは異なる波長領域において検出することにより得られた第2の蛍光画像もしくは参照光の照射を受けた生体組織によって反射された反射参照光を検出することにより得られた反射参照光画像とに基づく演算により、生体組織までの距離を補正した組織性状画像を作成し、この組織性状画像を表示する蛍光画像表示方法において、組織性状画像に含まれる各画像領域について、これらの領域が規定値以上の光量を受光した異常受光領域であるか、あるいは規定値未満の光量を受光した正常受光領域であるかを各画像のいずれかに基づいて判定し、異常受光領域を正常受光領域とは異なる形態で表示することを特徴とするものである。

また、本発明の蛍光画像表示装置は、励起光の照射を受けた生体組織から発せられた蛍光を特定の波長領域において検出することにより得られた第1の蛍光画像と、前記蛍光を前記特定の波長領域とは異なる波長領域において検出することにより得られた第2の蛍光画像もしくは参照光の照射を受けた生体組織によって反射された反射参照光を検出することにより得られた反射参照光画像とに基づく演算により、生体組織までの距離を補正した組織性状画像を作成し、この組織性状画像を表示する蛍光画像表示装置において、組織性状画像に含まれる各画像領域について、これらの領域が規定値以上の光量を受光した異常受光領域であるか、あるいは規定値未満の光量を受光した正常受光領域であるかを各画像のいずれかに基づいて判定する判定手段と、この判定手段の出力に応じて異常受光領域を正常受光領域とは異なる形態で表示する異常領域表示手段とを備えたことを特徴とするものである。

すなわち、本発明による蛍光画像表示方法および装置は、規定値以上の光量を受光した信頼性のない異常受光領域を、正常な領域と区別できる方法で表示する

ようにしたことを特徴とするものである。

前記規定値は、反射参照光画像における正反射光の存在を示す反射参照光の強度や、前記各画像のいずれかにおける検出の限界や、前記各画像のいずれかにおける有効測定範囲の限界に基づいて定められることが適切である。

前記異常領域表示手段は、組織性状画像が静止画像として表示されたときのみ、異常受光領域を正常受光領域とは異なる形態で表示するものとすることができる。

前記組織性状画像は、蛍光収率あるいは規格化蛍光強度を表すものとすることが好ましい。

前記各画像の内少なくとも1つが撮像素子によって光電的に光を検出することにより得られたものである場合には、前記検出の限界は撮像素子の出力の飽和値に相当するものとすることができる。

前記有効測定範囲の限界に基づく規定値は、所定距離離れた正常組織への励起光の照射によりこの正常組織から発せられた蛍光の検出により得られた第1の蛍光画像と第2の蛍光画像の少なくとも一方の検出値の平均値にこの検出値のバラツキを表す値を加算した値に基づいて定められることが適切である。

前記異常領域表示手段は、正常受光領域がモノクロ表示されている場合には異常受光領域をカラー表示させ、正常受光領域がカラー表示されている場合には異常受光領域をモノクロ表示させたりして区別して表示することができる。あるいはまた異常受光領域を点滅して表示するようにしてもよい。

前記蛍光画像表示装置は、異常受光領域の表示と非表示とを手動で切り替える表示切替手段を備えたものとしてもよい。

前記蛍光画像表示装置は、生体内に挿入する内視鏡挿入部を有する内視鏡装置とすることができる。

前記励起光の光源は、GaN系の半導体レーザとしてもよい。なお、GaN系の半導体レーザの発振波長は400nmから420nmの範囲であることが好ましい。

なお、有効測定範囲とは、蛍光画像表示装置が有する光学系の性能等に基づいて定められるものであり、例えば光学系の被写界深度等によって定められる生体

組織を正しく観察できる範囲等を意味するものである。

また、所定距離とは有効測定範囲内で最も生体組織に接近したときの距離を意味するものである。

また、形態とは、例えば色、形、模様、点滅の有無等を意味するものである。

また、組織性状画像に含まれる各画像領域とは、組織性状画像に含まれる画素の領域、あるいは複数の画素が集まった領域等を意味するものである。

また、蛍光収率は、必ずしも「励起光の照射を受けた生体組織から発生した蛍光の強度とこの生体組織が受光した励起光の強度との比率」によって求められた値である必要はなく、代替光等を用いることにより近似的に求められた値であってもかまわない。なお、上記近似的に求められた値も蛍光収率と呼ぶことにする。

本発明の第1の内視鏡画像取得方法は、光の照射を受けた生体組織によって反射された前記光の反射光に基づいて反射画像を取得する内視鏡画像取得方法であって、前記反射光を検出して得た画像にローパスフィルタ処理を施して前記反射画像を取得することを特徴とする。

本発明の第2の内視鏡画像取得方法は、光の照射を受けた生体組織によって反射された前記光の反射光に基づいて反射画像を取得する内視鏡画像取得方法であって、前記反射光を検出して得た画像に微分フィルタ処理を施して該画像の中の前記光の正反射光を表す正反射画像領域を特定し、該正反射画像領域内の画像値を該正反射画像領域の周辺の画像値に基づいて決定した修正値に置き換えて前記反射画像を取得することを特徴とする。

本発明の第3の内視鏡画像取得方法は、光の照射を受けた生体組織によって反射された前記光の反射光に基づいて反射画像を取得する内視鏡画像取得方法であって、前記光の照射を2つの互いに異なる位置からそれぞれ異なるタイミングで行い、前記2つの光の照射を受けた前記生体組織によって反射された前記2つの光の反射光をそれぞれ画像として検出し、この検出した2つの画像の差を求めることにより各画像中の前記光の正反射光を表す正反射画像領域を特定し、各画像の前記正反射画像領域内の画像値をそれぞれその正反射画像領域の周辺の画像値に基づいて決定した修正値に置き換え、該置き換えられた2つの画像を加算する

ことによって前記反射画像を取得することを特徴とする。

本発明の第4の内視鏡画像取得方法は、光の照射を受けた生体組織によって反射された前記光の反射光に基づいて反射画像を取得する内視鏡画像取得方法であって、前記光の照射を2つの互いに異なる位置からそれぞれ異なるタイミングで行い、前記2つの光の照射を受けた前記生体組織によって反射された前記2つの光の反射光をそれぞれ画像として検出し、この検出した2つの画像にそれぞれローパスフィルタ処理を施し、該ローパスフィルタ処理が施された2つの画像を加算することにより前記反射画像を取得することを特徴とする。

本発明の第1の内視鏡画像取得装置は、生体組織に光を照射する照射手段と、前記光の照射を受けた生体組織によって反射された前記光の反射光を画像として検出する検出手段と、前記画像に基づいて反射画像を取得する画像取得手段とを備えた内視鏡画像取得装置であって、前記画像取得手段が、前記反射光を検出して得た画像にローパスフィルタ処理を施すことによって反射画像を取得するものであることを特徴とする。

前記ローパスフィルタ処理は1次元のローパスフィルタ処理を行うものとすることができる。

前記ローパスフィルタ処理は、2次元のローパスフィルタ処理を行うものとすることができる。

本発明の第2の内視鏡画像取得装置は、生体組織に光を照射する照射手段と、前記光の照射を受けた生体組織によって反射された前記光の反射光を画像として検出する検出手段と、前記画像に基づいて反射画像を取得する画像取得手段とを備えた内視鏡画像取得装置であって、前記画像取得手段が、前記反射光を検出して得た画像に微分フィルタ処理を施して該画像中の前記光の正反射光を表す正反射画像領域を特定し、該正反射画像領域内の画像値を該正反射画像領域の周辺の画像値に基づいて決定した修正値に置き換えて前記反射画像を取得するものであることを特徴とする内視鏡画像取得装置。

前記微分フィルタ処理は1次元の微分フィルタ処理を行うものとすることができる。

前記微分フィルタ処理は2次元の微分フィルタ処理を行うものとするこ

きる。

本発明の第3の内視鏡画像取得装置は、生体組織に光を照射する照射手段と、前記光の照射を受けた生体組織によって反射された前記光の反射光を画像として検出する検出手段と、前記画像に基づいて反射画像を取得する画像取得手段とを備えた内視鏡画像取得装置であって、前記照射手段が、前記生体組織に対して互いに異なる位置からそれぞれ異なるタイミングで2つの光を照射するものであり、前記検出手段が、前記2つの光の照射を受けた前記生体組織によって反射された前記2つの光の反射光をそれぞれの画像として検出するものであり、前記画像取得手段が、前記検出された2つの画像の差を求めることにより、各画像中の前記光の正反射光を表す正反射画像領域を特定し、各画像の前記正反射画像領域内の画像値をそれぞれその周辺の正反射画像領域の周辺の画像値に基づいて決定した修正値に置き換え、該置き換えられた2つの画像を加算することによって前記反射画像を取得するものであることを特徴とする。

本発明の第4の内視鏡画像取得装置は、生体組織に光を照射する照射手段と、前記光の照射を受けた生体組織によって反射された前記光の反射光を画像として検出する検出手段と、前記画像に基づいて反射画像を取得する画像取得手段とを備えた内視鏡画像取得装置であって、前記照射手段が、前記生体組織に対して互いに異なる位置からそれぞれ異なるタイミングで2つの光を照射するものであり、前記検出手段が、前記2つの光の照射を受けた前記生体組織によって反射された前記2つの光の反射光をそれぞれの画像として検出するものであり、前記画像取得手段が、前記検出された2つの画像にそれぞれローパスフィルタ処理を施し、該ローパスフィルタ処理が施された2つの画像を加算することによって前記反射画像を取得するものであることを特徴とする。

前記生体組織に、励起光を照射する励起光照射手段と該励起光の照射を受けた生体組織から発生した蛍光を画像として検出する蛍光画像検出手段とをさらに備え、前記画像取得手段は、前記蛍光画像と前記反射画像との比率に基づき蛍光収率画像を取得するものとすることができる。

前記反射画像は、前記励起光の反射光によって形成されたものとすることができる。

前記反射画像は、前記照射手段によって照射された近赤外光の反射光によって形成されたものとすることができる。

前記反射画像は、前記照射手段によって照射された赤色の波長領域の反射光によって形成されたものとすることができる。

前記反射画像は、前記照射手段によって照射された前記光の反射光に基づいて生成された輝度信号によって形成されたものとすることができる。

なお、前記「輝度信号」とは映像信号においてR G Bの3原色を表す信号を組み合わせることによって得られる映像の輝度を表す信号を意味する。

本発明の蛍光画像表示方法および装置によれば、第1の蛍光画像と、第2の蛍光画像もしくは反射参照光画像とに基づく演算により生体組織の組織性状を表す組織性状画像を作成し、この組織性状画像を表示するにあたり、規定値以上の光量を受光した異常受光領域を規定値未満の光量を受光した正常受光領域とは異なる形態で表示するようにしたので、規定値以上の光量を受光したために生体の組織性状との対応が不正確となった異常受光領域と生体の組織性状との対応が正確な正常受光領域とを容易に識別することができ、正常受光領域のみを観察対象とすることができるので、信頼性の高い生体の組織性状の観察を行うことができる。

また、規定値を反射参照光画像における正反射光の存在を示す反射参照光の強度に基づいて定めたり、前記各画像のいずれかにおける検出の限界に基づいて定めたり、前記各画像のいずれかにおける有効測定範囲の限界に基づいて定めたりすれば、異常受光領域をより正確に定めることができる。

また、異常領域表示手段を、組織性状画像を静止画像として表示させるときにのみ、異常受光領域を正常受光領域とは異なる形態として表示させるものとするれば、例えば、観察対象となる生体の部位を探しているときには異常受光領域は表示させずに動画像として表示させ、観察対象部位を探し当てた後、その組織性状の詳細を観察するために静止画像として組織性状を表示させたときにのみ異常受光領域を表示させることができる。すなわち、観察者が観察対象部位を探している最中で生体の組織性状に注目していないときには異常受光領域の表示が視野に入ることがないので観察者の負担が軽減される。また、観察対象部位を探してい

るときには高速な演算処理を行い実時間で（動画像として）異常受光領域を表示させる必要がなく、マイクロプロセッサおよびメモリ等の装置の負担も軽減される。

また、前記組織性状画像を、蛍光収率あるいは規格化蛍光強度を表すものとするれば、より信頼性の高い組織性状の観察を行うことができる。すなわち、蛍光収率および規格化蛍光強度は生体の組織性状を反映した値であることが知られているので、組織性状画像を蛍光収率により近似させて求めた方が、より信頼性の高い生体の組織性状の観察を行うことができる。

また、前記各画像の内少なくとも1つが撮像素子によって光電的に光を検出することにより得られたものであり、この検出の限界を、撮像素子の出力の飽和値に相当するものとするれば、規定値が明確となり異常受光領域をより正確に定めることができる。

また、有効測定範囲の限界に基づく規定値を、所定距離離れた正常組織への励起光の照射により正常組織から発せられた蛍光の検出により得られた第1の蛍光画像と第2の蛍光画像の少なくとも一方の検出値の平均値にこの検出値のバラツキを表す値を加算した値に基づいて定められたものとするれば、有効測定範囲の規定値が統計的に求められ、異常受光領域をより正確に定めることができる。

また、異常領域表示手段を、正常受光領域がモノクロ表示されている場合には異常受光領域をカラー表示させ、正常受光領域がカラー表示されている場合には異常受光領域をモノクロ表示させるものとしたり、異常受光領域の表示を点滅させるものとしたりすれば、異常受光領域をより確実に識別することができる。

また、蛍光画像表示装置を、異常受光領域の表示と非表示とを手動で切り替える表示切替手段を備えたものとするれば、観察者がより観察しやすいように生体の組織性状を表示させることができる。

また、蛍光画像表示装置を生体内に挿入する内視鏡挿入部を有する内視鏡装置とすれば、生体内部をより容易に観察することができる。

また、励起光の光源をGaN系の半導体レーザとすれば、装置を小型化し、低コスト化することができる。

本発明の第1の内視鏡画像取得方法および装置によれば、光の照射を受けた生

体組織によって反射された前記光の反射光に基づいて反射画像を取得するにあたり、前記反射光を検出して得た画像に1次元または2次元等のローパスフィルタ処理を施すようにしたので、この検出された反射光に含まれる急激な輝度変化を持つ正反射画像領域の画像値の変化度合いが緩和され、その結果、正反射光を表す輝点によって他の領域の生体組織の観察が妨げられるという悪影響が軽減された反射画像を取得することができる。

本発明の第2の内視鏡画像取得方法および装置によれば、光の照射を受けた生体組織によって反射された前記光の反射光に基づいて反射画像を取得するにあたり、前記反射光を検出して得た画像に1次元または2次元の微分フィルタ処理を施して該画像の中の前記光の正反射光を表す正反射画像領域を特定し、該正反射画像領域内の画像値を該正反射画像領域の周辺の画像値に基づいて決定した修正値に置き換えるようにしたので、この検出された反射光に含まれる極端に高い輝度を持つ正反射光を表す領域、すなわち正反射画像領域を正確に特定することができると共に、この正反射光の高い輝度を表す領域の画像値が、生体組織の観察に適した周辺の画像値と同等の値となる。その結果、正反射光を表す輝点によって他の領域の生体組織の観察が妨げられるという悪影響が軽減された反射画像を取得することができる。

本発明の第3の内視鏡画像取得方法および装置によれば、光の照射を受けた生体組織によって反射された前記光の反射光に基づいて反射画像を取得するにあたり、前記光の照射を2つの互いに異なる位置からそれぞれ異なるタイミングで行い、前記2つの光の照射を受けた前記生体組織によって反射された前記2つの光の反射光をそれぞれ画像として検出し、この検出した2つの画像の差を求めることにより各画像中の前記光の正反射光を表す正反射画像領域を特定し、各画像の前記正反射画像領域内の画像値をそれぞれその正反射画像領域の周辺の画像値に基づいて決定した修正値に置き換え、該置き換えられた2つの画像を加算するようにしたので、光の照射位置によって異なる領域に現われる正反射光を表す領域、すなわち正反射画像領域を正確に特定することができると共に、この正反射光の高い輝度を表す領域の画像値が、生体組織の観察に適した周辺の画像値と同等の値となる。その結果、正反射光を表す輝点によって、他の領域の生体組織の観

察が妨げられるという悪影響が軽減された反射画像を取得することができる。

本発明の第4の内視鏡画像取得方法および装置によれば、光の照射を受けた生体組織によって反射された前記光の反射光に基づいて反射画像を取得するにあたって、前記光の照射を2つの互いに異なる位置からそれぞれ異なるタイミングで行い、前記2つの光の照射を受けた前記生体組織によって反射された前記2つの光の反射光をそれぞれ画像として検出し、この検出した2つの画像にそれぞれローパスフィルタ処理を施し、該ローパスフィルタ処理が施された2つの画像を加算するようにしたので、光の照射位置によって異なる領域に現われる正反射光を表す領域、すなわち正反射画像領域を正確に特定することができると共に、この検出された反射光に含まれる急激な輝度変化を持つ正反射画像領域の画像値の変化度合いが緩和される。その結果、正反射光を表す輝点によって他の領域の生体組織の観察が妨げられるという悪影響が軽減された反射画像を取得することができる。

なお、前記生体組織に、励起光を照射する励起光照射手段と該励起光の照射を受けた生体組織から発生した蛍光を画像として検出する蛍光画像検出手段とをさらに備え、前記画像取得手段を、前記蛍光画像と前記反射画像との比率に基づき蛍光収率画像を取得するものとすれば、正確な蛍光収率を表す蛍光収率画像を取得することができる。

また、前記反射画像を、前記励起光の反射光によって形成されたものとすれば、正確な蛍光収率を表す蛍光収率画像を取得することができる。

また、前記反射画像を、前記照射手段によって照射された赤色の波長領域の反射光または近赤外光の反射光によって形成されたものとすれば、正確な蛍光収率を表す蛍光収率画像を取得することができる。

また、前記反射画像が、前記照射手段によって照射された前記光の反射光に基づいて生成された輝度信号によって形成されたものとすれば、正確な蛍光収率を表す蛍光収率画像を取得することができる。

BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

【図1】

第1の実施の形態による蛍光内視鏡装置の概略構成図

【図 2】

回転フィルタの構造を示す図

【図 3】

各波長領域の光を照射するタイミングを示すタイミングチャート図

【図 4】

正反射光領域を閾値 Q の値で区切って認識することを示す図

【図 5】

反射参照光像 Z_n (a)、蛍光像 Z_k (b) および面順次光像 Z_m (c) を示す図

【図 6】

各画像を重ね合わせる処理の概念図

【図 7】

表示される組織性状画像の概略を示す図

【図 8】

蛍光像 Z_k 等を撮像する他の方式の概略を示す図

【図 9】

第 1 の実施の形態による蛍光内視鏡装置の概略構成図

【図 10】

回転フィルタの構造を示す図

【図 11】

各画像の限界越領域の論理積により異常受光領域を求める様子を示す図

【図 12】

組織性状画像中に異常受光領域を表示させる合成画像を形成する様子を示す図

【図 13】

異常受光領域の表示と非表示とを手動で切り替える表示切替手段を示す図

【図 14】

本発明の第 1 の実施の形態による内視鏡画像取得装置を用いた蛍光内視鏡装置の概略構成図

【図 15】

回転フィルタの詳細を示す図

【図 1 6】

回転反射透過板の詳細を示す図

【図 1 7】

照射光のタイミングチャート図

【図 1 8】

蛍光内視鏡装置によって撮像される生体組織を示す図

【図 1 9】

移動平均フィルタを示す図

【図 2 0】

微分フィルタを示す図

【図 2 1】

輝点とその周辺の領域を示す図

【図 2 2】

AおよびBチャンネルから照射された光によって撮像された生体組織の図

【図 2 3】

本発明の第 2 実施の形態による内視鏡画像取得装置を用いた蛍光内視鏡装置における演算ユニットの概略構成を示す図

【図 2 4】

2 次元画像データの各画素の値を示す図

【図 2 5】

減算された 2 次元画像データの各画素の値を示す図

【図 2 6】

近赤外光を透過させるフィルタを付加した回転フィルタの構造を示す図

DESCRIPTION OF THE PREFERRED EMBODIMENTS

以下、本発明の具体的な実施の形態について、図面を用いて説明する。図 1 は、本発明の蛍光画像表示方法を実施する蛍光画像表示装置を内視鏡に適用した蛍光内視鏡装置の第 1 の実施の形態の概略構成を示す図である。

本発明の第 1 の実施の形態による蛍光内視鏡装置 8 0 0 は、励起光 L_e の照射

を受けた生体組織 1 から発せられた蛍光を特定の波長領域において検出することにより得られた第 1 の蛍光画像である蛍光画像データ D_k と、参照光 L_n の照射を受けた生体組織 1 によって反射された反射参照光を検出することにより得られた反射参照光画像である反射参照光画像データ D_n とに基づく演算により、生体組織 1 までの距離を補正した生体組織 1 の組織性状を表す組織性状画像である組織性状画像データ DD を作成するものである。この組織性状画像データ DD を表示するにあたり、組織性状画像データ DD に含まれる各画像領域について、これらの画像領域が規定値以上の光量を受光した異常受光領域であるか、あるいは規定値未満の光量を受光した正常受光領域であるかを、前記各画像、すなわち第 1 の蛍光画像である蛍光画像データ D_k と反射参照光画像である反射参照光画像データ D_n のいずれかに基づいて判定手段である正反射光領域認識器 4 1 が判定する。この判定手段である正反射光領域認識器 4 1 の出力に応じて、異常領域表示手段である組織性状画像合成器 4 5 が異常受光領域を正常受光領域とは異なる形態で表示する。なお、上記規定値は、反射参照光画像データ D_n における正反射光の存在を示す反射参照光の強度に基づいて定められるものであり、規定値以上の光量を受光した異常受光領域は正反射光領域として判定される。

上記蛍光内視鏡装置 8 0 0 は、2 つの互いに異なる波長領域の光を射出する光源を備えた光源ユニット 1 0 0、光源ユニット 1 0 0 から射出された光を後述する照射光ファイバ 2 1 を介して生体組織 1 に照射し、これらの光の照射を受けた生体組織 1 によって反射された反射光による像（以後反射光像 Z_h と呼ぶ）および生体組織 1 から発生した蛍光による像（以後蛍光像 Z_k と呼ぶ）を撮像する内視鏡ユニット 2 0 0、内視鏡ユニット 2 0 0 によって撮像された反射光像 Z_h および蛍光像 Z_k をデジタル値によって構成される 2 次元画像データに変換して出力する中継ユニット 3 0 0、および中継ユニット 3 0 0 から出力された 2 次元画像データに基づく演算および正反射光領域の判定を行ない生体の組織性状を表す 2 次元画像データを得、この 2 次元画像データを映像信号に変換して出力する上記正反射光領域認識器 4 1 と組織性状画像合成器 4 5 とを有する演算ユニット 4 0 0 を備えている。

光源ユニット 1 0 0 には、波長 7 8 0 nm 近傍の近赤外領域の光の波長と可視

領域の光の波長とを含む白色光 L_w を射出する白色光光源11および410nmの波長の励起光 L_e を射出する励起光光源12が配設されており、白色光光源11から射出された白色光 L_w は、異なる波長透過特性を持つ複数のフィルタが一体に結合されモータ13の主軸に取り付けられた回転フィルタ14と、410nm以下の波長領域の光を反射し410nmを越える波長領域の光を透過するダイクロイックミラー15とを透過して集光レンズ16によって集光された後、照射光ファイバ21の端面21aに入射する。一方、励起光光源12から射出された励起光 L_e は反射ミラー17およびダイクロイックミラー15によって反射された後、集光レンズ16により集光されて照射光ファイバの端面21aに入射する。

なお、回転フィルタ14は図2に示すように、近赤外の波長領域の光のみを透過させるNIRフィルタ、赤色の波長領域の光のみを透過させるRフィルタ、緑色の波長領域の光のみを透過させるGフィルタ、青色の波長領域の光のみを透過させるBフィルタおよび光を遮断するSKフィルタ（遮光フィルタ）からなり、この回転フィルタ14が回転することにより白色光光源11から射出された白色光 L_w は、図3のタイミングチャートに示すように近赤外光 L_n 、赤色光 L_r 、緑色光 L_g 、青色光 L_b に分離され（以後近赤外光 L_n を参照光 L_n と呼び、赤色光 L_r 、緑色光 L_g 、青色光 L_b を合わせて面順次光 L_m と呼ぶ）、これらの分離された光は順次照射光ファイバ21の端面21aに入射する。そして、SKフィルタによって白色光 L_w が遮光されている間に励起光光源12から射出された励起光 L_e はミラー17およびダイクロイックミラー15を経由して端面21aに入射する。

内視鏡ユニット200は、屈曲自在な先端部201と、光源ユニット100および中継ユニット300が接続された操作部202とから構成され、照射光ファイバ21が先端部201から操作部202に亘ってその内部に敷設されている。

照射光ファイバ21の端面21aに入射した参照光 L_n 、面順次光 L_m および励起光 L_e は、照射光ファイバ21の内部を伝搬して端面21bから射出され照射レンズ22を通して生体組織1に照射される。

参照光 L_n および面順次光 L_m の照射を受けた生体組織1によって反射された

反射参照光による生体組織 1 の像（以後、反射参照光像 Z_n と呼ぶ）および反射面順次光による生体組織 1 の像（以後、面順次光像 Z_m と呼ぶ）は、対物レンズ 23 によって撮像素子 25 の受光面上に結像され撮像されて電氣的な画像信号に変換されケーブル 26 によって中継ユニット 300 に伝送される。同様に励起光 L_e が照射された生体組織 1 から発生した 410 nm を超え 700 nm 近傍に亘る波長領域の蛍光によって形成される蛍光像 Z_k も、対物レンズ 23 によって撮像素子 25 の受光面上に結像され撮像されて電氣的な画像信号に変換されケーブル 26 によって中継ユニット 300 に伝送される。なお、対物レンズ 23 と撮像素子 25 との間には 410 nm の波長を遮断し 410 nm を越える波長領域の光を透過する励起光カットフィルタ 24 が配設されており蛍光像 Z_k に混入して対物レンズに入射した反射励起光（励起光の反射光）はこの励起光カットフィルタ 24 によって遮断される。

中継ユニット 300 には、ケーブル 26 によって伝送された各画像信号をデジタル値に変換する A/D 変換器 31、A/D 変換器 31 によってデジタル値に変換された反射参照光像 Z_n の 2 次元画像データを反射参照光画像データ D_n として記憶する反射参照光画像メモリ 32、A/D 変換器 31 によってデジタル値に変換された蛍光像 Z_n の 2 次元画像データを蛍光画像データ D_k として記憶する蛍光画像メモリ 33、および A/D 変換器 31 によってデジタル値に変換された面順次光像 Z_m の 2 次元画像データを面順次光画像データ D_m として記憶する面順次光画像メモリ 34 が配設されている。

演算ユニット 400 には、反射参照光画像データ D_n を入力して、この反射参照光画像データ D_n に含まれる正反射光の影響を受けた領域を認識する正反射光領域認識器 41、正反射光領域認識器 41 によって認識された正反射光領域を表す正反射光領域データ D_{sh} を記憶する正反射光領域メモリ 42、反射参照光画像データ D_n と蛍光画像データ D_k とを入力し生体の組織性状を表す蛍光収率画像データ D_{ss} を求める蛍光収率演算器 43、および蛍光収率演算器 43 によって求められた蛍光収率画像データ D_{ss} を記憶する蛍光収率画像メモリ 44 が配設されており、正反射光領域メモリ 42 に記憶された正反射光領域データ D_{sh} 、蛍光収率画像メモリ 44 に記憶された蛍光収率画像データ D_{ss} および面順次

光画像メモリ 34 に記憶された面順次光画像データ D_m は組織性状画像合成器 45 に入力され、それぞれの画像データが重ね合わされて 1 つの画像になるように変換され、さらに映像信号処理回路 46 によって映像信号に変換されて出力される。

演算ユニット 400 から出力された映像信号は表示器 500 に入力され表示される。

次に、上記実施の形態における作用について説明する。なお、上記構成は、蛍光画像を得るために波長 410 nm の励起光を生体組織に照射し、反射参照光画像を得るために波長 780 nm の近赤外光を参照光として生体組織に照射するものであり、面順次光は生体組織の色および形を観察するために付加的に生体組織に照射するものである。

光源ユニット 100 から射出され内視鏡ユニット 200 を経由して照射された励起光 L_e によって生体組織 1 から発生した蛍光により形成された生体組織 1 の蛍光像 Z_k と、光源ユニット 100 から射出され内視鏡ユニット 200 を経由して照射された参照光 L_n および面順次光 L_m が生体組織 1 によって反射されることにより形成された生体組織 1 の反射参照光像 Z_n および面順次光像 Z_m とは撮像素子 25 によって撮像され、中継ユニット 300 に伝送されてデジタル値からなる 2 次元画像データに変換され、それぞれ蛍光画像メモリ 33、反射参照光画像メモリ 32 および面順次光画像メモリ 34 に記憶される。

反射参照光画像メモリ 32 に記憶された反射参照光像 Z_n を表す反射参照光画像データ D_n は正反射光領域認識器 41 に入力され、この反射参照光像 Z_n の中の強度が極めて高い領域に対応する反射参照光画像データ D_n の中の画素領域、すなわち図 4 に示すように各画素位置における強度の中で予め設定された閾値 Q 以上となる強度を持つ画素領域 Z が正反射光領域として認識され、この領域は正反射光領域データ D_{sh} として正反射光領域メモリ 42 に記憶される。

一方、上記反射参照光画像メモリ 32 に記憶された反射参照光画像データ D_n および蛍光画像メモリ 33 に記憶された蛍光像 Z_k を表す蛍光画像データ D_k は蛍光収率演算器 43 に入力され、同じ画素位置に対応する蛍光画像データ D_k の値と反射参照光画像データ D_n の値との間で除算を行うことにより（すなわち、

蛍光画像データ D_k の値と反射参照光画像データ D_n の値との比率を求めることにより) 蛍光収率画像データ D_{ss} が求められる。すなわち

$$D_{ss} = D_k / D_n$$

の演算が全ての画素位置について行われ蛍光収率画像データ D_{ss} の値が求められる。

なお、この蛍光収率画像データ D_{ss} は、生体組織が受光した励起光の強度とこの励起光の照射により発生した蛍光の強度との比率である蛍光収率を表す 2 次元画像データと同等のものであり、生体組織が受光した励起光の強度を直接測定することは難しいので、生体組織によって反射された反射参照光の強度を生体組織が受光した励起光の強度の代わりに用いて蛍光収率を求めたものである。そして、この蛍光収率画像データ D_{ss} は蛍光収率画像メモリ 44 に記憶される。

次に、このようにして求められた、正反射光領域データ D_{sh} 、蛍光収率画像データ D_{ss} および面順次光画像データ D_m は組織性状画像合成器 45 に入力される。ここで、正反射光領域データ D_{sh} は図 5 A に示すように参照光が生体組織で正反射された領域 P_1 、 P_2 を表すデータであり、蛍光収率画像データ D_{ss} は生体の組織性状を表し図 5 B に示すように病変組織の領域 P_3 、 P_4 を示す画像データで、正反射光の影響により病変組織と類似した形態で表示される正反射光の影響を受けた領域 P_1' 、 P_2' も含む画像データである。また、面順次光画像データ D_m は図 5 C に示すように生体組織の通常観察される色および形状を表す画像データであり P_5 、 P_6 は面順次光が生体組織で正反射され輝点として表された領域を示す。

上記 3 種類のデータが組織性状画像合成器 45 に入力されると、図 6 に示すように、面順次光画像データ D_m の表す生体組織が通常観察される画像（明るい部分が 0 に近い値を持ち暗い部分が大きな値を持つ画像）上に、蛍光収率画像データ D_{ss} によって病変組織として識別された領域 P_3 および P_4 を有する画像（正常組織が 0 に近い値を持ち病変組織が大きな値を持つ画像）が加えられる。そして、正反射光領域データ D_{sh} が表す P_1 、 P_2 の領域、すなわち面順次光画像データ D_m が表す P_5 、 P_6 および蛍光収率画像データ D_{ss} が表す P_1' 、 P_2' と重なる領域は、病変組織として識別された P_3 および P_4 の領域と明確

に区別ができるように予め定められた特定の正反射光表示態様F 1 およびF 2（領域の周辺に突起を持ち領域内が暗く表示される表示態様）によって表示される図7に示すような画像が合成され組織性状画像データDDとして出力される。

そして組織性状画像データDDは映像信号処理回路46により映像信号に変換され演算ユニット400から出力されて表示器500によって表示される。この正反射光領域を表す予め定められた特定の正反射光表示態様は、生体の組織性状を病変組織と区別し得る表示態様とすれば良く、例えば正反射光領域を枠で囲い面順次光画像データに含まれる正反射光による輝点がこの枠内に見えるような表示形態であっても良い。また、上記表示される画像は、内視鏡先端部が移動していても、常に組織性状を表す画像と共に正反射光領域が予め定められた特定の表示形態により表示されるので信頼性の高い生体の組織性状の観察を行うことができる。

なお、上記組織性状画像を動画像として観察しているときには上記正反射光領域を予め定められた表示形態により表示する処理を行わず、静止画像として観察するときのみ正反射光領域を予め定められた表示形態により表示する処理を行なうようにすることもできる。

また、上記組織性状を表す組織性状画像データDDは正反射光領域を表す正反射領域データDshおよび生体組織の組織性状を表す蛍光収率画像データDssの2種類のデータを用いて作成されたものであってもよい。この場合には、図8に示すように上記蛍光像Zkおよび反射参照光像Znを対物レンズ23および励起光カットフィルタ24を通して一旦イメージファイバ27の端面27cに結像させイメージファイバ27内を通して他端の端面27dに伝播し、結像レンズ35および可視光の波長領域と近赤外の波長領域とを分離するダイクロイックミラー36を介して、それぞれの波長領域毎に蛍光像Zkと反射参照光像Znとに分離して撮像素子37および撮像素子38上に結像させ撮像して画像信号を得ることができる。

なお、上記組織性状画像は生体の組織性状を表す蛍光画像と正反射光領域を表す反射参照光画像とに基づいて求められたものであればどのような種類の画像であっても良く、例えば、正反射光領域を表す反射参照光画像として410nmの

波長の励起光あるいは赤色の波長領域の参照光を生体組織に照射することによって作成された正反射光領域を表す反射参照光画像を用いたり、生体の組織性状を表す蛍光画像として励起光の照射により生体組織から発生した蛍光の特定の波長領域の強度をこの蛍光の全波長領域の強度で除算した規格化蛍光強度を表す画像等を用いたりすることにより組織性状画像を求めることもできる。ただし、この規格化蛍光強度を求めるためには蛍光像を特定の波長領域で分光して検出する光学系を付加する必要がある。

また、前記正反射光領域の認識方式は上記実施の形態で述べた方式に限らず微分オペレータを用いた画像処理等を採用して正反射が生じた領域を認識してもよい。

また、本発明の蛍光画像測定方法および装置は、蛍光内視鏡に限らずコルポスコプ、手術用顕微鏡等にも適用することができる。

次に、本発明による蛍光画像表示方法を実施する蛍光画像表示装置を内視鏡に適用した蛍光内視鏡装置の第2の実施の形態について図9を用いて説明する。

第2の実施の形態の蛍光内視鏡装置900は、励起光の照射を受けた生体組織から発せられた蛍光を特定の波長領域である波長帯域430nm～530nmにおいて検出することにより得られた第2の蛍光像である狭帯域蛍光画像と、上記蛍光を上記特定の波長領域とは異なる波長領域である波長帯域430nm～730nmにおいて検出することにより得られた第1の蛍光画像である広帯域蛍光画像と、参照光である近赤外光が含まれる白色光が照射された生体組織によって反射された光を近赤外の波長帯域である波長帯域750nm～900nmにおいて検出することにより得られた反射参照光画像であるIR反射参照光画像とに基づき演算により、生体組織までの距離を補正した生体組織の組織性状を表す組織性状画像を作成し、この組織性状画像を表示するにあたり、この組織性状画像に含まれる各画像領域について、これらの画像領域が規定値以上の光量を受光した異常受光領域であるか、あるいは規定値未満の光量を受光した正常受光領域であるかを前記各画像、すなわち第2の蛍光画像である狭帯域蛍光画像と、第1の蛍光画像である広帯域蛍光画像と、反射参照光画像であるIR反射参照光画像とに基づいて判定する判定手段である画像判定ユニット780と、この画像判定ユニッ

ト 7 8 0 の出力に応じて異常受光領域を正常受光領域とは異なる形態で表示する異常領域表示手段である画像合成器 7 9 0 とを有するものである。なお、上記規定値は、I R 反射参照光画像における検出の限界、狭帯域蛍光画像および広帯域蛍光画像における有効測定範囲の限界に基づいて定められる。

上記蛍光内視鏡装置 9 0 0 は、生体内に挿入される内視鏡挿入部 7 0 0、可視光の波長領域と近赤外光の波長領域とを含む光を発する白色光光源、および生体組織から蛍光を発生させる波長 4 1 0 n m 近傍の励起光を発する励起光光源を備えた照明ユニット 7 1 0、上記生体組織から発生した蛍光による像および生体組織により反射された近赤外光による像を撮像する撮像ユニット 7 2 0、撮像ユニット 7 2 0 によって撮像された画像に基づいて生体の組織性状を表す組織性状画像を作成する組織性状画像作成ユニット 7 3 0、内視鏡挿入部 7 0 0 内に配置された撮像素子によって撮像された、目視により得られる画像と同等の画像である通常画像を表示するための信号処理を行う通常画像処理ユニット 7 4 0、上記各ユニットに接続され、動作タイミングの制御を行うコントローラ 7 5 0、通常画像処理ユニット 7 4 0 で処理された通常画像を可視画像として表示する映像モニタ 7 6 0、撮像ユニット 7 2 0 によって撮像された画像を入力し、画像中の領域について異常受光領域であるか、あるいは正常受光領域であるかを判定する判定手段である前記画像判定ユニット 7 8 0、組織性状画像作成ユニット 7 3 0 から出力された組織性状画像と、画像判定ユニット 7 8 0 から出力された判定結果とを入力し、組織性状画像中の異常受光領域を正常受光領域とは異なる形態で表示させる異常領域表示手段である前記画像合成器 7 9 0、画像合成器 7 9 0 から出力された合成画像を通常画像処理ユニット 7 4 0 のビデオ信号発生回路 7 4 4 を経由して入力し可視画像として表示する映像モニタ 7 7 0 から構成されている。

内視鏡挿入部 7 0 0 は、ライトガイド 7 0 1、C C D ケーブル 7 0 2 およびイメージファイバ 7 0 3 を内部に有し、ライトガイド 7 0 1 の端面の前方には照明レンズ 7 0 4 が備えられており、また、石英ガラスファイバによって形成されているイメージファイバ 7 0 3 の端面の前方には集光レンズ 7 0 6 が備えられている。また、C C D ケーブル 7 0 2 の一端には、カラーモザイクフィルタがオンチップされた C C D 撮像素子 7 0 7 が接続され、この C C D 撮像素子 7 0 7 には、

プリズム 708 が接合されている。ライトガイド 701 は、多成分ガラスファイバによって形成されている白色光ライトガイド 701 A および石英ガラスファイバによって形成されている励起光ライトガイド 701 B がバンドルされケーブル状に一体化されており、内視鏡挿入部 700 の外部に配置されているライトガイド 701 の他端は照明ユニット 710 へ接続されている。また、内視鏡挿入部 700 の外部に配置されている CCD ケーブル 702 の他端は通常画像処理ユニット 740 に接続され、イメージファイバ 703 の他端は撮像ユニット 720 へ接続されている。

照明ユニット 710 は、白色光 J1 を発する白色光光源 711、この白色光光源 711 に電力を供給する電源 712、蛍光画像撮像用の励起光 J2 を発する GaN 系半導体レーザ 714 およびこの GaN 系半導体レーザ 714 に電力を供給する電源 715 を備えている。

撮像ユニット 720 は、イメージファイバ 703 中を伝播して入射した蛍光 J3 から励起光の波長領域を含む 420 nm 以下の波長帯域をカットする励起光カットフィルタ 721、互いに異なる波長特性を持つ 3 種類の光学フィルタが組み合わせられ一体化された回転フィルタ 722、この回転フィルタ 722 を回転させるフィルタ回転装置 724、回転フィルタ 722 を透過した蛍光像または IR 反射参照光像を撮像する CCD 撮像素子 725、およびこの CCD 撮像素子 725 で撮像された信号をデジタル化し、その値を出力する A/D 変換回路 726 を備えている。

上記回転フィルタ 722 は図 10 に示すような、波長帯域 430 nm～730 nm の光を透過させる広帯域フィルタ 722 A と、波長帯域 430 nm～530 nm の光を透過させる狭帯域フィルタ 722 B と、波長帯域 750 nm～900 nm の光を透過させる IR 帯域フィルタ 722 C とから構成されている。広帯域フィルタ 722 A は、広帯域蛍光画像撮像用のフィルタであり、狭帯域フィルタ 722 B は、狭帯域蛍光画像撮像用のフィルタであり、IR 帯域フィルタ 722 C は、IR 反射参照光画像撮像用のフィルタである。この回転フィルタ 722 は、白色光 J1 が照射されているときには、白色光 J1 の光路中に IR 帯域フィルタ 722 C が配置され、励起光 J2 が照射されているときには、広帯域フィルタ

722Aおよび狭帯域フィルタ722Bが励起光J2の光路中に順次配置されるように、コントローラ750によってフィルタ回転装置724が制御されている。

CCD撮像素子725は、500×500画素の撮像素子であり、コントローラ750の制御によりIR反射参照光画像を撮像する際には、通常の読み出しを行うが、蛍光画像を撮像する際には、1画素当たりの受光光量を増加させるために、5×5個分の画素の出力を加算した上で読み出すビニング読み出しを行う。このため、蛍光画像を撮像する際には、見かけ上は100×100画素の撮像素子として動作する。

このように、読み出し方法が異なるため、IR反射参照光画像を構成する画素数は500×500画素であるのに対し、狭帯域蛍光画像および広帯域蛍光画像を構成する画素数は100×100画素となる。

組織性状画像作成ユニット730は、回転フィルタ722を通して撮像されA/D変換回路726によってデジタル化された3種類の画像信号（狭帯域蛍光画像、広帯域蛍光画像およびIR反射参照光画像）を記憶する画像メモリ727、上記2種類の蛍光画像間の除算を行ない（すなわち、上記2種類の蛍光画像間の比率を求め）この除算により求められた規格化蛍光強度の値を、予め内部に記憶されているルックアップテーブルによって色に対応させ、可視画像として表示させるときの色信号に変換して出力する色演算部731、IR反射参照光画像の値を予め内部に記憶されているルックアップテーブルによって輝度に対応させ、可視画像として表示させるときの輝度信号に変換して出力する輝度演算部732、色信号と輝度信号とに基づいて組織性状画像を作成する組織性状画像作成部733、およびこの組織性状画像を記憶する組織性状画像メモリ734から構成されている。

なお、画像メモリ727は、図示省略した狭帯域蛍光画像記憶領域、広帯域蛍光画像記憶領域およびIR反射参照光画像記憶領域から構成されており、広帯域フィルタ722Aを光路中に配置した状態において励起光J2を照射して撮像した蛍光画像はA/D変換回路726によってデジタル値に変換され広帯域蛍光画像として広帯域蛍光画像記憶領域に保存され、狭帯域フィルタ722Bが光路中

に配置された状態において励起光 J 2 を照射して撮像した蛍光画像は A/D 変換回路 7 2 6 によってデジタル値に変換されて狭帯域蛍光画像として狭帯域蛍光画像記憶領域に保存される。また、I R 帯域フィルタ 7 2 2 C が光路中に配置された状態において白色光 J 1 を照射して撮像した反射参照光画像は A/D 変換回路 7 2 6 によってデジタル値に変換されて I R 反射参照光画像として I R 反射参照光画像記憶領域に保存される。

画像判定ユニット 7 8 0 は、上記狭帯域蛍光画像内の規定値以上の光量を受光した領域を判定する有効測定範囲判定器 7 8 1、広帯域蛍光画像内の規定値以上の光量を受光した領域を判定する有効測定範囲判定器 7 8 2 および I R 反射参照光画像内の規定値以上の光量を受光した領域を判定するオーバーフロー判定器 7 8 3、これら 3 つの個別の判定器による判定結果に基づき異常受光領域を判定する異常受光領域判定器 7 8 4、異常受光領域の判定結果である異常受光領域の位置情報を記憶する異常受光領域メモリ 7 8 5 を備えている。

画像合成器 7 9 0 は、組織性状画像メモリ 7 3 4 に記憶された組織性状画像と異常受光領域メモリ 7 8 5 に記憶された異常受光領域の位置情報とを入力し、組織性状画像上に異常受光領域が表示されている画像を合成して合成画像として出力する。

通常画像処理ユニット 7 4 0 は、CCD 撮像素子 7 0 7 で撮像された画像信号をデジタル化する A/D 変換回路 7 4 2、デジタル化された通常画像を保存する通常画像メモリ 7 4 3、通常画像メモリ 7 4 3 から出力された通常画像および上記画像合成器 7 9 0 から出力された合成画像をビデオ信号に変換するビデオ信号発生回路 7 4 4 を備えている。

以下、上記構成による蛍光内視鏡装置 9 0 0 の作用について説明する。まず、通常画像を撮像し表示する場合を説明し、次に反射参照光画像の撮像および蛍光画像の撮像を行なう場合を説明する。その後、合成画像を形成し表示する場合について説明する。

蛍光内視鏡装置 9 0 0 においては、通常画像および I R 反射参照光画像の撮像と、蛍光画像の撮像とを時分割することにより順次行う。通常画像および I R 反射参照光画像の撮像時には、コントローラ 7 5 0 から出力された信号に基づき電

源 7 1 2 が駆動され、白色光光源 7 1 1 から参照光である近赤外光を含む白色光 J 1 が射出される。白色光 J 1 は、レンズ 7 1 3 を通して白色光ライトガイド 7 0 1 A に入射し、内視鏡挿入部の先端 7 0 0 A まで導光された後、照明レンズ 7 0 4 から生体組織 1 に向けて照射される。

生体組織 1 によって反射された白色光 J 1 の反射光 J 4 は対物レンズ 7 0 5 によって集光され、プリズム 7 0 8 の斜面によって反射されてカラーモザイクフィルタを通して CCD 撮像素子 7 0 7 上に結像され撮像される。CCD 撮像素子 7 0 7 によって撮像された通常画像は、A/D 変換回路 7 4 2 によってデジタル値に変換された後、通常画像メモリ 7 4 3 に保存される。通常画像メモリ 7 4 3 に保存された通常画像は、ビデオ信号発生回路 7 4 4 によってビデオ信号に変換され、映像モニタ 7 6 0 によって可視画像として表示される。上記一連の動作は、コントローラ 7 5 0 によって制御される。

一方、上記生体組織 1 によって反射され集光レンズ 7 0 6 により集光された近赤外光を含む白色光 J 1 の反射光 J 5 は、イメージファイバ 7 0 3 の端面に入射し、イメージファイバ 7 0 3 を通過してレンズ 7 2 8 により集光され、励起光カットフィルタ 7 2 1 および回転フィルタ 7 2 2 の I R 帯域フィルタ 7 2 2 C を透過して CCD 撮像素子 7 2 5 上に結像される。

I R 帯域フィルタ 7 2 2 C は、波長帯域 7 5 0 nm ~ 9 0 0 nm の光のみを透過させるバンドパスフィルタなので、反射光 J 5 が I R 帯域フィルタ 7 2 2 C を透過すると、反射参照光のみが抽出され CCD 撮像素子 7 2 5 上には I R 反射参照光像のみが結像される。

CCD 撮像素子 7 2 5 上に結像され撮像された I R 反射参照光像は、光電変換され A/D 変換回路 7 2 6 によってデジタル信号に変換された後、画像メモリ 7 2 7 の I R 反射参照光画像記憶領域に保存される。

次に、蛍光像を撮像する場合について説明する。コントローラ 7 5 0 から出力された信号に基づいて電源 7 1 5 が駆動され、Ga N 系半導体レーザ 7 1 4 から波長 4 1 0 nm の励起光 J 2 が射出される。励起光 J 2 は、レンズ 7 1 6 を通して励起光ライトガイド 7 0 1 B に入射し、内視鏡挿入部の先端 7 0 0 A まで導光された後、照明レンズ 7 0 4 を通して生体組織 1 に向けて照射される。

励起光 J 2 の照射を受けて生体組織 1 から発生した蛍光 J 3 は、集光レンズ 7 0 6 によって集光されてイメージファイバ 7 0 3 の先端に入射し、イメージファイバ 7 0 3 を伝播してレンズ 7 2 8 によって集光され、励起光カットフィルタ 7 2 1 を通して回転フィルタ 7 2 2 の広帯域フィルタ 7 2 2 A と狭帯域フィルタ 7 2 2 B とを順次時分割して透過する。

広帯域フィルタ 7 2 2 A を透過した蛍光および狭帯域フィルタ 7 2 2 B を透過した蛍光は、順次時分割して CCD 撮像素子 7 2 5 によって受光され、光電変換された後、ビニング読み出しにより 5×5 画素分の信号が加算されて読み出され、A/D 変換回路 7 2 6 によってデジタル信号に変換される。デジタル信号に変換された広帯域蛍光画像および狭帯域蛍光画像は画像メモリ 7 2 7 の広帯域蛍光画像記憶領域および狭帯域蛍光画像記憶領域に保存される。上記のようにビニング読み出しを行なうことにより光強度の弱い蛍光像を精度良く撮像することができるが、撮像された画像の画素数は、通常読み出しを行った場合の $1 / 25$ である 100×100 画素となる。

以下、合成画像を作成する場合について説明する。まず、組織性状画像作成ユニット 7 3 0 の色演算部 7 3 1 では、画像メモリ 7 2 7 に記憶されている狭帯域蛍光画像と広帯域蛍光画像とを入力し、各対応する画素毎に狭帯域蛍光画像の値を広帯域蛍光画像の値で除算して規格化蛍光強度を求め、予め色演算部 7 3 1 内に記憶されている色ルックアップテーブルを参照して規格化蛍光強度の値を色信号に変換し、その後、一つの画素に対応する色信号を、 5×5 個の画素に対応する色信号に変換し、画素数を 100×100 画素から 500×500 画素に戻した色信号から構成される色信号画像として出力する。

輝度演算部 7 3 2 では、画像メモリ 7 2 7 の IR 反射参照光画像記憶領域に保存されている IR 反射参照光画像の値を予め画像メモリ 7 2 7 の内部に記憶されている輝度ルックアップテーブルを参照して各画素毎に輝度信号に変換し、これらの輝度信号から構成される輝度信号画像として出力する。

組織性状画像作成部 7 3 3 は、上記色信号画像と輝度信号画像とを入力し、これらの画像に基づいて組織性状画像を作成し、この組織性状画像は組織性状画像メモリ 7 3 4 に記憶される。

次に、画像判定ユニット 780 および画像合成器 790 の作用について説明する。

A/D変換回路 726 によってデジタル値に変換されて出力された狭帯域蛍光画像、広帯域蛍光画像および I R 反射参照光画像は、上記画像メモリ 727 に入力されると共に、それぞれ有効測定範囲判定器 781、有効測定範囲判定器 782、およびオーバーフロー判定器 783 にも入力される。

有効測定範囲判定器 781 に入力された狭帯域蛍光画像および有効測定範囲判定器 782 に入力された広帯域蛍光画像は有効測定範囲の限界に基づいて定められた規定値と比較され限界越領域が求められる。この規定値は予め次のような方式によって求められ、有効測定範囲判定器 781 および有効測定範囲判定器 782 に記憶されている。

すなわち、蛍光内視鏡装置 900 を用いて生体組織から発生する蛍光を観察するときに受光する最大の光量は、蛍光内視鏡装置の内視鏡挿入部の先端 700 A を仕様に基づき生体組織に最も接近させたときに生体の正常組織から発生する蛍光を受光したときの光量であり、蛍光内視鏡装置 900 によって生体の組織性状を観察する場合の生体組織に先端 700 A を接近させる距離の限界は蛍光内視鏡装置 900 の仕様によって予め 3 mm と定められており、それ以上生体組織に接近した場合には、正確に生体の組織性状を観察することができなくなる。

したがって、内視鏡挿入部の先端 700 A を生体組織に接近させたときに正常組織から受光される蛍光の受光光量が、仕様上の有効測定範囲において想定される最大の受光光量を超えた場合には、先端 700 A と生体組織との距離が 3 mm 以内に接近したとみなされ、この領域は正確に生体の組織性状を観察することができない限界越領域とされる。

この限界越領域を定めるための規定値は、予め別の方式によって正常組織と判定されている所定距離離れた位置に存在する生体組織へ励起光を照射し、この励起光の照射によって上記生体組織から発せられた蛍光の強度を検出し、この検出値の平均値に、検出値のバラツキを表す値を加算することによって定められる。すなわち、この規定値は、内視鏡挿入部の先端 700 A を生体の正常組織から仕様上の接近限界である 2 mm 離れた状態において、励起光を複数回この正常組織

に向けて照射し、この励起光の照射を受けた正常組織から発生した蛍光の強度を測定したときの平均値 M とその標準偏差 σ とから求められ、 $E = M + 2\sigma$ の式によって定めることができる。

有効測定範囲判定器 7 8 1 に記憶されている規定値は、上記方式を正常組織から発せられた波長帯域 4 3 0 nm ～ 5 3 0 nm の蛍光の検出に適用して求めたものであり、この規定値によって狭帯域蛍光画像における有効測定範囲の限界が定められる。有効測定範囲判定器 7 8 2 に記憶されている規定値は、上記方式を正常組織から発せられた波長帯域 4 3 0 nm ～ 7 3 0 nm の蛍光の検出に適用して求めたものであり、この規定値によって広帯域蛍光画像における有効測定範囲の限界が定められる。

一方、オーバーフロー判定器 7 8 3 に入力された I R 反射参照光画像はこの反射参照光画像の検出の限界に基づいて定められた規定値と比較されて限界越領域が求められる。この I R 反射参照光画像の検出の限界は、I R 反射参照光画像を検出する撮像素子の出力の飽和値に相当するものとして定められ、この検出の限界に基づく規定値は、予め次のような方式によって求められオーバーフロー判定器 7 8 3 に記憶されている。

すなわち、撮像ユニット 7 2 0 から出力される I R 反射参照光画像を表す信号は、C C D 撮像素子 7 2 5 から出力される I R 反射参照光画像を表すアナログ信号を A / D 変換回路 7 2 6 によってデジタル値に変換したものであるが、この A / D 変換回路が入力したアナログ信号の値が（すなわち検出された反射参照光の強度が）この A / D 変換回路が変換可能なアナログ信号の値以上となり、デジタル出力が飽和した値となったときには、その画像領域は正確に生体の組織性状を観察することができない領域とみなされるので、このデジタル出力の飽和値が検出の限界に基づく規定値として定められる。例えば 1 0 ビットの A / D 変換回路を用いる場合には飽和値は 1 0 2 4 となるので、この値がオーバーフロー判定器 7 8 3 の規定値として定められる。

図 1 1 に示すように、上記有効測定範囲判定器 7 8 1、有効測定範囲判定器 7 8 2、およびオーバーフロー判定器 7 8 3 によって、それぞれの規定値を参照して取得された限界越領域 U_1 、 U_2 、 U_3 を含む画像 H_1 、 H_2 、 H_3 は、異常

受光領域判定器 784 に入力されると、それぞれの画像に含まれる限界越領域の論理積が求められて異常受光領域 U4 が定められる。異常受光領域判定器 784 によって定められた異常受光領域の位置情報は異常受光領域メモリ 785 に記憶される。

画像合成器 790 は、異常受光領域メモリ 785 に記憶されている異常受光領域の位置情報と、組織性状画像メモリ 734 に記憶されている組織性状画像とを入力し、図 12 に示すようにカラー表示される組織性状画像 S 中に、異常受光領域 U4 を白色で表示させるように合成画像を形成する。

合成された合成画像は画像合成器 790 から出力され、ビデオ信号発生回路 744 に入力される。ビデオ信号発生回路 744 によってビデオ信号に変換された上記合成画像は、映像モニタ 770 に表示される。上記一連の動作は、コントローラ 750 によって制御される。

なお、上記ビデオ信号発生回路 744 は、上記合成画像の信号処理および通常画像メモリ 743 から出力される通常画像の信号処理の両方の処理を行うものである。

上記のように表示された合成画像の色は規格化蛍光強度、すなわち生体組織の病変化を表し、一方、輝度は生体組織によって反射された光の強度、すなわち生体組織の形状を表すので、1 枚の画像に、生体組織の病変化に関する情報と形状に関する情報とを合成して表示することができる。

さらに、上記のように映像モニタ 770 にカラー表示された生体の組織性状を表す映像中に生体の組織性状を正確に表していない異常受光領域が白色で表示されるので、観察者が生体の組織性状を誤って判断することを防止することができる、信頼性の高い生体の組織性状の観察を行なうことができる。

また、励起光 J2 の光源として、Ga N 系半導体レーザ 712 を用いたため、安価で小型な光源により励起光を照射することができる。また、励起光の波長を、410 nm としたため、生体組織 1 から効率良く蛍光が発せられる。

なお、上記規格化蛍光強度を用いる代わりに、広帯域蛍光画像の画素の値を IR 反射参照光画像の画素の値で除算して求めた蛍光収率の値を色信号に割り当て、IR 反射参照光画像の画素の値を輝度信号に割り当てて組織性状画像を作成し

てもよい。

また、組織性状画像作成ユニット 7 3 0 における組織性状画像の作成は、必ずしも色演算部 7 3 1 と輝度演算部 7 3 2 の両方を用いて、色信号と輝度信号とからなる組織性状画像を作成する必要はなく、色演算部 7 3 1 を用いずに、狭帯域蛍光画像の画素の値を広帯域蛍光画像の対応する画素の値で除算して求めた規格化蛍光強度の値、あるいは広帯域蛍光画像の画素の値を I R 反射参照光画像の画素の値で除算して求めた蛍光収率の値を輝度信号に割り当てて組織性状画像を作成し、組織性状画像を無彩色のモノクロ表示させ、異常受光領域をカラー表示させるように画像合成器 7 9 0 によって合成画像を作成することもできる。

また、上記各画像の画素の値の色信号または輝度信号への割り当ては、閾値を設けて各画素の値を 2 値化して 2 値表示させることもできるし、上記実施の形態のように、各画素の値を連続値として割り当てることにより連続した色または輝度の変化として表示させることもできる。

また、画像判定ユニット 7 8 0 によって定められる限界越領域は、各画像（すなわち第 2 の蛍光画像である狭帯域蛍光画像、第 1 の蛍光画像である広帯域蛍光画像、反射参照光画像である I R 反射参照光画像）と、有効測定範囲の限界や検出の限界等をどのように組み合わせて求めたものであってもよく、また有効測定範囲の限界や検出の限界以外にも正反射光の存在を示す反射参照光の強度に基づいて限界越領域を定めてもよい。また異常受光領域判定器 7 8 4 によって定められる異常受光領域は、上記のような各限界越領域の論理積によって定める場合に限らず、各限界越領域の論理和によって定めたり、特定の限界越領域に基づいて定めてもよい。

また、画像合成器 7 9 0 による組織性状画像への異常受光領域の合成を、合成画像を静止画像として表示しているときにのみ行ない、映像モニタ 7 7 0 上に生体の組織性状が静止画像として表示されているときには異常受光領域が表示されるが、映像モニタ 7 7 0 上に生体の組織性状が動画像として表示されているときには異常受光領域が表示されないようにすることもできる。上記静止画像と動画像との切り替えは蛍光内視鏡装置を操作するときの手元スイッチやフットスイッチによって行なうようにすることができる。

また、図13に示すように蛍光内視鏡装置に異常受光領域の表示と非表示とを手動で切り替える表示切替手段である表示切替スイッチ791を設け、異常受光領域を表示させたくないときには、表示切替スイッチ791を非表示側に切り替えることにより、異常受光領域が表示されないようにすることもできる。すなわち、表示切替スイッチ791を非表示側に切り替えると、この表示切替スイッチ791から非表示信号が出力され、この非表示信号を入力した画像合成器790は、組織性状画像内への異常受光領域の合成を中断し、組織性状画像のみが画像合成器790から合成画像として出力されるようにすることもできる。なお、このとき非表示信号はコントローラ750にも出力され、非表示信号を入力したコントローラ750は画像判定ユニット780を制御し、画像判定ユニット780で行なわれている異常受光領域を定めるための処理も中断されるようにしてもよい。これにより画像判定ユニット780内で行なわれる処理の負担を軽減することができる。

また、映像モニタ770上に表示される異常受光領域が観察者の希望する形態（色、形、模様、点滅の有無等）で表示されるように、組織性状画像と異常受光領域とを画像合成器790によって合成するときに異常受光領域の表示形態を観察者が選択できるようにしてもよい。

なお、有効測定範囲判定器、オーバーフロー判定器、および異常受光領域判定器等における判定は、各画素単位で行うことに限定されず、観察者の所望する任意の縦横 $n \times m$ 画素単位で行ったり、あるいは演算量を考慮して、適当に画素を間引いて比較を行なうようにすることもできる。画素を間引いた場合などには、近傍の判定結果により補完表示を行えばよい。また、観察者が注目している領域のみの判定を行なうようにすることもでき、判定を行っていない領域の表示色を特定の色で表示するようにすれば、注目している領域を明確に表示できる。

また、通常画像と合成画像とを、映像モニタ760と映像モニタ770とに別々に表示する形態となっているが、1つの映像モニタ上に両者を表示するようにしてもよい。その際、通常画像と合成画像の表示の切換えは、動画像と静止画像との切替えに同期させて自動的に行ってもよいし、観察者が適当な切替手段で、任意に切り換える形態であってもよい。

また、GaN系半導体レーザおよび白色光光源を別個の構成としたが、適当な帯域フィルタを利用して、励起光源と白色光光源とを1つの光源で代替することもできる。

また、通常画像撮像用のCCD撮像素子707を蛍光内視鏡の先端部700Aに設置する実施の形態としたが、イメージファイバを用いることにより撮像ユニット内に通常像を導いてからCCD撮像素子によって撮像してもよい。さらに回転フィルタ722の変更や、多色モザイクフィルタの撮像素子への設置等により、通常画像撮像用、蛍光画像撮像用および反射画像撮像用のイメージファイバと撮像素子と共用するようにしてもよい。

また、多色モザイクフィルタがオンチップされた撮像素子を蛍光内視鏡の先端部に設置することにより、通常画像撮像用と蛍光画像撮像用と反射画像撮像用の撮像素子を1つの撮像素子によって兼用することもできる。

また、上記実施の形態は、画像判定ユニット780および組織性状画像作成ユニット730における演算がそれぞれ独立して行なわれるものとしたが、画像判定ユニット780において定められた異常受光領域に関しては組織性状画像作成ユニット730において演算を行なわないように制御するようにしてもよく、これにより組織性状画像作成ユニット730内で行なわれる画像処理の時間を短縮することができる。

以下、本発明の内視鏡画像取得装置の具体的な実施の形態について図面を用いて説明する。図14は、本発明の内視鏡画像取得方法を実施する内視鏡画像取得装置を蛍光内視鏡装置に適用した概略構成を示す図である。

本発明の第1の実施の形態による蛍光内視鏡装置810は、白色光Lwおよび波長410nmの励起光Leを射出する光源ユニット110、光源ユニット110から射出された励起光Leを、A側光ファイバ221aおよびB側光ファイバ221bを通して生体組織1に照射し、この励起光Leの照射により生体組織1によって反射された励起光による生体組織1の像を短波長撮像素子225によって撮像し電気的な画像信号に変換して出力する内視鏡ユニット210、内視鏡ユニット210から出力された画像信号を入力し雑音抑制、欠陥補正および映像信号処理等のプロセス処理を施しさらにデジタル値からなる2次元画像データに変

換して出力する中継ユニット310、中継ユニット310から出力された2次元画像データを入力し、この2次元画像データに含まれる後述する正反射画像領域のデータを修正し反射画像を得、さらに蛍光収率を表す蛍光収率画像を求める演算ユニット410および演算ユニット410によって取得された蛍光収率画像を表示する表示器510から構成されている。

光源ユニット110には、A側光ファイバ221aの端面A1およびB側光ファイバ221bの端面B1が接続されており、白色光光源109から射出された白色光Lwは、励起光Leの波長領域を反射し白色光Lwの波長領域を透過するダイクロイックミラー111に入射する。

なお、白色光光源109とダイクロイックミラー111との間にはモータ116の回転軸に回転可能に取り付けられた図15に示すようなカラー3原色RGBの3つのフィルタおよび遮光フィルタを備えた円盤状の回転フィルタ117が配置され、この回転フィルタが回転することにより白色光光源109から射出された白色光LwはRGBの面順次照明を行う赤色光Lr、緑色光Lgおよび青色光Lbからなる面順次光Lmに時分割される。

この面順次光Lmは、ダイクロイックミラー111を透過し、モータ113の回転軸に回転可能に取り付けられた図16に示すような光を透過する透過板114aと光を反射する反射板114bとが交互に配設され一体化された回転反射透過板114によって2つの光路に分岐され、透過板114aを透過した面順次光Lmは集光レンズ112aによって集光され端面A1に入射し、反射板114bによって反射された面順次光Lmは、さらに反射ミラー115によって反射され集光レンズ112bによって集光され端面B1に入射する。

また、励起光光源118から射出された励起光Leは、反射ミラー119によって反射され、さらにダイクロイックミラー111によって反射されて回転反射透過板114に入射し上記と同様に2つの光路に分岐されて端面A1および端面B1にそれぞれ異なるタイミングで入射する。

内視鏡ユニット210は、屈曲自在な先端部211と、光源ユニット110および中継ユニット310が接続された操作部212とから構成され、A側光ファイバ221aおよびB側光ファイバ221bが操作部212から先端部211に

亘って施設されている。

A側光ファイバ221aとA側照射レンズ222aとはAチャンネルを構成し、A側光ファイバ221aの端面A1に入射した面順次光Lmおよび励起光Leは、A側光ファイバ221a内を伝搬してその端面A2から射出されA側照射レンズ222aを通して生体組織1に照射される。一方、B側光ファイバ221bとB側照射レンズ222bとはBチャンネルを構成し、B側光ファイバ221bの端面B1に入射した面順次光Lmおよび励起光Leは、B側光ファイバ221b内を伝搬してその端面B2から射出されB側照射レンズ222bを通して生体組織1に照射される。

励起光Leの照射により生体組織1によって反射された励起光による生体組織1の像（以後励起光像Zeと呼ぶ）は、先端部211に配設された対物レンズ223を通して410nmの波長の光を透過し410nmを越える波長の光を反射するダイクロイックキューブビームスプリッタ224に入射し、さらにその内部を透過して短波長撮像素子225上に結像され撮像されて電気的な画像信号に変換されケーブル227によって中継ユニット310に伝送される。

励起光Leの照射により生体組織1から発生した蛍光による生体組織1の像（以後蛍光像Zkと呼ぶ）およびRGBの面順次光Lmの照射により生体組織1によって反射された生体組織1の像（以後面順次光像Zmと呼ぶ）は、それぞれ異なるタイミングで対物レンズ223に入射し、ダイクロイックキューブビームスプリッタ224によってその光路は略直角に向きを変えられて長波長撮像素子226上に結像され撮像されて電気的な画像信号に変換されケーブル228によって中継ユニット310に伝送される。

なお、上記面順次光像Zmは、RGBの面順次光である赤色光Lr、緑色光Lgおよび青色光Lbの照射により生体組織1によって反射された生体組織1のそれぞれの像である赤色光像Zr、緑色光像Zgおよび青色光像Zbの3つの像をまとめて指すものである。

中継ユニット310には、内視鏡ユニット210からケーブル227、228によって伝送された画像信号を入力し雑音抑制、欠陥補正および映像信号処理等のプロセス処理を行うプロセス回路部331およびプロセス処理が施された画像

信号をA/D変換し2次元画像データとして出力するA/D変換器332が配設されている。

演算ユニット410は、中継ユニット310によって2次元画像データに変換された蛍光像Z_kの加算処理を行う蛍光画像処理部440、2次元画像データに変換された励起光像Z_eに含まれる正反射光による輝点を除去する画像処理を行う励起光画像処理部450、および2次元画像データに変換された面順次光像Z_mに含まれる正反射光による輝点を除去する画像処理を行う面順次光画像処理部460から構成されている。

蛍光画像処理部440によって処理された2次元画像データと励起光画像処理部450によって処理された2次元画像データとは蛍光収率演算器470に入力され、蛍光収率を求める演算が施されてその結果は蛍光収率画像データとして蛍光収率画像メモリ480に記憶される。蛍光収率画像メモリ480に記憶された蛍光収率画像データと、面順次光画像処理部460から出力された反射画像を表す反射面順次光画像データとは、共に表示信号処理回路490に入力され、それぞれの2次元画像データは表示信号に変換され表示器510に伝送されて表示される。

次に、上記の実施の形態における作用について説明する。まず始めにAチャンネルおよびBチャンネルから照射される光のタイミングについて説明する。白色光光源109は常に点灯されており、白色光光源109から射出された光は回転フィルタ117を透過することにより図12に示すように面順次光として赤色光L_r、緑色光L_g、青色光L_bに順次分離されダイクロイックミラー111を透過する。そして、さらに回転フィルタ117が回転すると遮光フィルタによって光が遮光され回転フィルタ117の回転による1サイクルが終了する。一方、遮光フィルタにより白色光L_wが遮光されている間に励起光光源118が点灯し励起光L_eが射出されダイクロイックミラー111によって反射され、励起光L_eは、赤色光L_r、緑色光L_gおよび青色光L_bと共通の光路に互いに異なるタイミングで伝搬される。

つづいて、共通の光路を異なるタイミングで伝搬する赤色光L_r、緑色光L_g、青色光L_bおよび励起光L_eは、回転フィルタ117に同期して回転している

回転反射透過板 1 1 4 によってさらに 2 つの光路に分離されて図 1 7 に示すようなタイミングでそれぞれ A チャンネルの端面 A 1 および B チャンネルの端面 B 1 に入射する。従って、A チャンネルと B チャンネルとから交互に同じ波長領域の光が生体組織 1 に向けて照射される 1 対の動作が繰り返され、さらにその照射される光の波長領域が順次変更される。

次に、A チャンネルおよび B チャンネルを通して各波長領域の光が照射され、生体組織 1 が撮像されて 2 次元画像データに変換され、さらに画像処理が施される場合について説明する。

励起光 L_e を A チャンネルから照射することにより生体組織 1 から発生した蛍光による A 側蛍光像 Z_{ka} は、対物レンズ 2 2 3 およびダイクロイックキューブビームスプリッタ 2 2 4 を介して長波長撮像素子 2 2 6 によって撮像され中継ユニット 3 1 0 を介して蛍光画像処理部 4 4 0 の A 側蛍光画像メモリ 4 4 1 a に A 側蛍光画像データ D_{ka} として記憶される。一方、励起光 L_e を B チャンネルから照射し上記と同様のプロセスによって得られた B 側蛍光画像データ D_{kb} は蛍光画像処理部 4 4 0 の B 側蛍光画像メモリ 4 4 1 b に記憶される。

励起光 L_e を A チャンネルから照射することにより形成された生体組織 1 の A 側励起光像 Z_{ea} は、対物レンズ 2 2 3 およびダイクロイックキューブビームスプリッタ 2 2 4 を介して短波長撮像素子 2 2 5 によって撮像され中継ユニット 3 1 0 を介して励起光画像処理部 4 5 0 の A 側励起光画像メモリ 4 5 1 a に A 側励起光画像データ D_{ea} として記憶される。一方、励起光 L_e を B チャンネルから照射することにより上記と同様に得られた B 側励起光画像データ D_{eb} は励起光画像処理部 4 5 0 の B 側励起光画像メモリ 4 5 1 b に記憶される。

R G B の面順次光 L_m を A チャンネルから照射することにより形成された生体組織 1 の A 側面順次光像 Z_{ma} は、対物レンズ 2 2 3 およびダイクロイックキューブビームスプリッタ 2 2 4 を介して長波長撮像素子 2 2 6 によって撮像され中継ユニット 3 1 0 を介して面順次光画像処理部 4 6 0 の A 側面順次光メモリ 4 6 1 a に A 側面順次光画像データ D_{ma} (A 側赤色光画像データ D_{ra} 、A 側緑色光画像データ D_{ga} および A 側青色光画像データ D_{ba}) として記憶される。一方 R G B の面順次光 L_m を B チャンネルから照射することにより生じた生体組織

1のB側面順次光像Zmbは、上記Aチャンネルと同様のプロセスを経てB側面順次光メモリ461bに記憶される。

蛍光画像処理部440においては、A側蛍光画像メモリ441aに記憶されたA側蛍光画像データDkaおよびB側蛍光画像メモリ441bに記憶されたB側蛍光画像データDkbは加算器442に入力され、それぞれの画像データの値は対応する各画素位置毎に加算されその結果は蛍光画像データDkとして蛍光画像メモリ443に記憶される。

励起光画像処理部450においては、A側励起光画像メモリ451aに記憶されたA側励起光画像データDeaは、ローパスフィルタ452によってローパスフィルタ処理が施され、微分フィルタ453によって微分フィルタ処理が施されてさらに置換処理器454によって置換処理が施され加算器455に入力される。一方、B側励起光画像メモリ451bに記憶されたB側励起光画像データDebも上記と同様の処理が施され加算器455に入力される。加算器455に入力された上記AチャンネルおよびBチャンネルから得られた2次元画像データの値は対応する各画素位置毎に加算され反射励起光画像データDeとして励起光画像メモリ456に記憶される。

面順次光画像処理部460においても、上記励起光画像処理部450と同様にA側面順次光画像メモリ461aに記憶されたA側面順次光画像データDmaは、ローパスフィルタ462によってローパスフィルタ処理が施され、微分フィルタ463によって微分フィルタ処理が施されてさらに置換処理器464によって置換処理が施され加算器465に入力される。一方、B側面順次光画像メモリ461bに記憶されたB側面順次光画像データDmbも上記と同様の処理が施され加算器465に入力される。加算器465に入力された上記AチャンネルおよびBチャンネルの2次元画像データの値は対応する各画素位置毎に加算され反射面順次光画像データDmとして面順次光画像メモリ466に記憶される。

蛍光画像メモリ443に記憶された蛍光画像データDkと励起光画像メモリ456に記憶された反射励起光画像データDeとは蛍光収率演算器470に入力され、蛍光収率を表す蛍光収率画像データDksが求められる。すなわち、

$$Dks = Dk / De$$

の演算が各画素位置毎に施され、蛍光収率画像データ $D_k s$ が算出されてその結果は蛍光収率画像メモリ 480 に記憶される。

次に、面順次光画像メモリ 466 に記憶された反射面順次光画像データ D_m および蛍光収率画像メモリ 480 に記憶された蛍光収率画像データ $D_k s$ は表示信号処理回路 490 に入力され、表示信号処理回路 490 によってこれらの 2 次元画像データは表示信号に変換され反射面順次光画像および蛍光収率画像として表示器 510 に同時に表示される。

ここで、励起光画像処理部 450 で施される処理の詳細について説明する。A 側励起光画像メモリ 451 a に記憶された A 側励起光画像データ $D_e a$ が担持する画像は、図 18 に示すように A チャンネルから照射された照射光が生体組織 1 によって正反射された光を短波長撮像素子 225 が受光したために生じた大きな輝点 $P a 1$ および小さな輝点 $P a 2$ と、A チャンネルから照射された照射光が生体組織 1 によって散乱反射された光を短波長撮像素子 225 が受光することにより得られた生体組織 1 の形状を表す領域とから構成されている。

これらの輝点を含む 2 次元画像データにローパスフィルタ 452 によってローパスフィルタ処理を施すと、具体的には図 19 に示すようにこの 2 次元画像データに 5×5 の移動平均オペレータによるローパスフィルタ処理を施すと、小さな輝点 $P a 2$ の領域は散乱反射によって得られた周辺の領域と同等の値となり除去されるが、低周波からなる大きな輝点 $P a 1$ は除去することができない。そこで、次に微分フィルタ 453 によって大きな輝点 $P a 1$ の境界領域の急峻な立ち上がりを検出し、その領域を特定する。すなわち、図 20 に示す 3×3 の微分オペレータによる微分処理を大きな輝点 $P a 1$ を含む 2 次元画像データに施し、予め設定された閾値を越える領域を正反射画像領域として特定する。そしてこの特定された正反射画像領域の位置データおよびローパスフィルタ処理が施された 2 次元画像データは置換処理器 454 に入力され、図 21 に示すようにこの特定された輝点 $P a 1$ を表す正反射画像領域の周辺の領域 $Q a 1$ の画像値の平均値を、この正反射画像領域の画像値と置き換える置換処理が施される。

一方、B 側励起光画像メモリ 451 b に記憶された B 側励起光画像データ $D_e b$ も上記 A 側励起光画像データ $D_e a$ とほぼ同様の画像を担持しており上記 A チ

チャンネルと同様に正反射光による輝点を除去するためのローパスフィルタ処理、微分処理および置換処理が施される。

なお、生体組織 1 を撮像する光学系の光路は、Aチャンネルから光が照射された場合もBチャンネルから光が照射された場合も共に共通なので、図 2 2 A、2 2 Bに示すように散乱反射光によって得られる両者の画像は一致し、Aチャンネルから光が照射された場合の正反射光による輝点 v_1 、 v_2 、 v_3 とBチャンネルから光が照射された場合の正反射光による輝点 w_1 、 w_2 、 w_3 との位置だけがそれぞれの画像によって異なるので、上記置換処理が施されたAチャンネルおよびBチャンネルの2つの2次元画像データは加算器 4 5 5 に入力され加算され平均化されて、正反射光による輝点の影響はさらに軽減される。そして、この輝点の影響が軽減された2次元画像データは反射励起光画像データ D_r として励起光画像メモリ 4 5 6 に入力され記憶される。

なお上記画像処理の過程は面順次光画像処理部 4 6 0 においても同様であり、面順次光画像処理部 4 6 0 に入力されたA側面順次光画像データ D_{ma} およびB側面順次光画像データ D_{mb} に対しても輝点を除去するローパスフィルタ処理、微分処理、置換処理および加算処理が施され、これらの処理が施された2次元画像データは反射面順次光画像データ D_m として面順次光画像メモリ 4 6 6 に入力され記憶される。

このような正反射画像領域の処理により、最終的に表示される反射面順次光画像（反射画像）および蛍光収率画像による生体組織の観察が正反射光による輝点の影響によって妨げられるという悪影響が軽減され、より正確に生体の組織性状を観察することができる。

本発明の内視鏡画像取得装置の第2の実施の形態は、図 2 3 に示すように演算ユニット 6 0 0 に、蛍光画像処理部 6 1 0、励起光画像処理部 6 2 0、面順次光画像処理部 6 3 0、蛍光収率演算器 6 4 0、蛍光収率メモリ 6 5 0 および表示信号処理回路 6 6 0 が配置され、その他の構成および作用は第1の実施の形態と同じものである。

第1の実施の形態と同様に、AチャンネルとBチャンネルとから励起光 L_e の照射を受けた生体組織 1 から発生した蛍光によって形成された生体組織 1 の蛍光

像、AチャンネルとBチャンネルとから励起光 L_e の照射を受けた生体組織1によって反射された反射励起光によって形成された生体組織1の励起光像、およびAチャンネルとBチャンネルとから面順次光 L_m の照射を受けた生体組織1によって反射された反射面順次光によって形成された生体組織1の面順次光像は、それぞれ撮像され画像信号に変換されA/D変換されて2次元画像データとして演算ユニット600に出力される。

演算ユニット600に入力されたA側蛍光画像データ D_{ka} およびB側蛍光画像データ D_{kb} は、蛍光画像処理部610のA側蛍光画像メモリ611aおよびB側蛍光画像メモリ611bに記憶され、演算ユニット600に入力されたA側励起光画像データ D_{ea} およびB側励起光画像データ D_{eb} は励起光画像処理部620のA側励起光画像メモリ621aおよびB側励起光画像メモリ621bに記憶され、演算ユニット600に入力されたA側面順次光画像データ D_{ma} およびB側面順次光画像データ D_{mb} は面順次光画像処理部630のA側面順次光画像メモリ631aおよびB側面順次光画像メモリ631bに記憶される。

蛍光画像処理部610において、A側蛍光画像メモリ611aに記憶されたA側蛍光画像データ D_{ka} およびB側蛍光画像メモリ611bに記憶されたB側蛍光画像データ D_{kb} は加算器612に入力され、それぞれの画像データの値は対応する各画素位置毎に加算され蛍光画像データ D_k として蛍光画像メモリ613に記憶される。

励起光画像処理部620において、A側励起光画像メモリ621aに記憶されたA側励起光画像データ D_{ea} およびB側励起光画像メモリ621bに記憶されたB側励起光画像データ D_{eb} は減算器622に入力されA側励起光画像データ D_{ea} からB側励起光画像データ D_{eb} が減算され、この減算の結果得られた2次元画像データの画像値が減算器622に予め入力され記憶されている正の閾値 G_a より大きくなった領域および負の閾値 G_b より小さくなった領域は、それぞれ正反射画像領域データ D_{sz} および D_{fz} として正反射画像領域メモリ623aおよび623bに出力され記憶される。

すなわち、図24A、24Bに示すように、A側励起光画像データ D_{ea} の中に含まれる正反射光による輝点に対応する領域 U_a の画像値（図24A参照）、

およびB側励起光画像データD e bの中に含まれる正反射光による輝点に対応する領域U bの画像値（図2 4 B参照）は拡散反射光のみに基づき形成された他の領域の画像値に比べて極端に大きな値を持ち、A側励起光画像データD e aの値からB側励起光画像データD e bの値を減じると図2 5に示すように、領域U aの画像値は極端に大きな正の値となり、領域U bの画像値は極端に小さな負の値となって、その他の拡散反射光のみに基づき形成された領域はAチャンネルからの励起光L eの照射およびBチャンネルからの励起光L eの照射によって得られる画像値にほとんど差が無いので0に近い値となる。従って、Aチャンネルから照射された励起光による輝点の領域およびBチャンネルから照射された励起光による輝点の領域は、閾値G aと閾値G bとの間に挟まれる範囲外の値となり、正反射画像領域として特定され、Aチャンネルから照射された励起光による輝点の領域U aは正反射画像領域データD s zとして正反射画像領域メモリ6 2 3 aに記憶され、Bチャンネルから照射された励起光による輝点の領域U bは正反射画像領域データD f zとして正反射画像領域メモリ6 2 3 bに記憶される。

つづいて、正反射画像領域メモリ6 2 3 aに記憶された正反射画像領域データD s zとA側励起光画像メモリ6 2 1 aにすでに記憶されているA側励起光画像データD e aとは置換処理器6 2 4 aに入力され、正反射画像領域として特定された領域は周辺の領域の画像値の平均値によって置換され加算器6 2 5に出力される。一方、正反射画像領域メモリ6 2 3 bに記憶された正反射画像領域データD f zとB側励起光画像メモリ6 2 1 bにすでに記憶されているB側励起光画像データD e bとは置換処理器6 2 4 bに入力され、上記と同様に正反射画像領域として特定された領域は周辺の領域の画像値の平均値によって置換され加算器6 2 5に出力される。加算器6 2 5に入力された上記2つの2次元画像データは加算されることにより平均化され、さらに輝点の影響が軽減された2次元画像データとなり、反射励起光画像データD eとして励起光画像メモリ6 2 6に出力され記憶される。

励起光画像メモリ6 2 6に記憶された反射励起光画像データD eと蛍光画像メモリ6 1 3に記憶された蛍光画像データD kとは蛍光収率演算器6 4 0に入力され演算されて蛍光収率画像データD k sが求められ、すなわち、

$$Dk s = Dk / D e$$

の演算が施され蛍光収率画像メモリ 6 5 0 に記憶される。

面順次光画像処理部 6 3 0 においても励起光画像処理部 6 2 0 と同様に、面順次光による輝点を除く処理が施された 2 次元画像データが求められ、そのデータは反射面順次光画像データ Dm として面順次光画像メモリ 6 3 6 に記憶される。

面順次光画像メモリ 6 3 6 に記憶された反射面順次光画像データ Dm および蛍光収率画像メモリ 6 5 0 に記憶された蛍光収率画像データ $Dk s$ は表示信号処理回路 6 6 0 に入力され表示信号に変換されて、反射画像および蛍光収率画像として表示器 6 7 0 によって同時に表示される。

なお、前記置換処理は、正反射画像領域を周辺の領域の画像値の平均値によって置換する処理に限らず、この領域を周辺の領域の画像値で外挿したり内挿したりすることによって補間する処理等に変更することもできる。

また、ローパスフィルタおよび微分フィルタによる処理は 1 次元のフィルタ処理であってもよい。

また、ローパスフィルタのオペレータは、移動平均のオペレータに限らずガウス平均のオペレータ等であってもよい。

また、蛍光収率は、蛍光像 Zk に基づく 2 次元画像データと励起光像 Ze に基づく 2 次元画像データとに基づいて求める方式に限らず、励起光像 Ze の代わりに、RGB の面順次光像 Zm の赤色光像 Zr を用いて蛍光収率を得たり、RGB の面順次光像 Zm の加減算によって求まる映像信号の輝度信号に相当する 2 次元画像データを用いて蛍光収率を得たり、近赤外光の照射によって生じた近赤外光像に基づいて蛍光収率を得たりすることができる。なお、近赤外光像を得るには、白色光を RGB の 3 原色に分離する回転フィルタに近赤外の波長領域の光のみを透過させるフィルタを付加した図 2 6 に示すような回転フィルタを用い、白色光を赤色光、緑色光、青色光および近赤外光に分離することにより近赤外光を得、この近赤外光を生体組織 1 に照射することにより近赤外光像に基づく 2 次元画像データを得ることができる。

また、上記短波長撮像素子 2 2 5 および長波長撮像素子 2 2 6 は、高い量子効率を持ち、かつ可視光の短波長領域にも高い感度を有する裏面入射型 CCD を用

いることが好ましく、その場合には、1つの撮像素子によって蛍光像 Z_k 、面順次光像 Z_m および励起光像 Z_e とを撮像することができる。この場合、蛍光像 Z_k の光強度は非常に微弱であるので裏面入射型CCDの受光感度およびダイナミックレンジ等の特性に合わせて生体組織1を照射する励起光 L_e および面順次光 L_m の強度、各フィルタの透過率および撮像するときの露光時間等が適切に調整される必要がある。

What is claimed is;

【請求項 1】 励起光の照射を受けた生体組織から発せられた蛍光を特定の波長領域において検出することにより得られた第 1 の蛍光画像と、前記蛍光を前記特定の波長領域とは異なる波長領域において検出することにより得られた第 2 の蛍光画像もしくは参照光の照射を受けた前記生体組織によって反射された反射参照光を検出することにより得られた反射参照光画像とに基づく演算により、前記生体組織までの距離を補正した前記生体組織の組織性状を表す組織性状画像を作成し、該組織性状画像を表示する蛍光画像表示方法において、

前記組織性状画像に含まれる各画像領域について、該領域が規定値以上の光量を受光した異常受光領域であるか、あるいは前記規定値未満の光量を受光した正常受光領域であるかを前記各画像のいずれかに基づいて判定し、前記異常受光領域を前記正常受光領域とは異なる形態で表示することを特徴とする蛍光画像表示方法。

【請求項 2】 励起光の照射を受けた生体組織から発せられた蛍光を特定の波長領域において検出することにより得られた第 1 の蛍光画像と、前記蛍光を前記特定の波長領域とは異なる波長領域において検出することにより得られた第 2 の蛍光画像もしくは参照光の照射を受けた前記生体組織によって反射された反射参照光を検出することにより得られた反射参照光画像とに基づく演算により、前記生体組織までの距離を補正した前記生体組織の組織性状を表す組織性状画像を作成し、該組織性状画像を表示する蛍光画像表示装置において、

前記組織性状画像に含まれる各画像領域について、該領域が規定値以上の光量を受光した異常受光領域であるか、あるいは前記規定値未満の光量を受光した正常受光領域であるかを前記各画像のいずれかに基づいて判定する判定手段と、該判定手段の出力に応じて前記異常受光領域を前記正常受光領域とは異なる形態で表示する異常領域表示手段とを備えたことを特徴とする蛍光画像表示装置。

【請求項 3】 前記規定値が、前記反射参照光画像における正反射光の存在を示す反射参照光の強度に基づいて定められたものであることを特徴とする請求項 2 記載の蛍光画像表示装置。

【請求項 4】 前記規定値が、前記各画像のいずれかにおける前記検出の限

界に基づいて定められたものであることを特徴とする請求項 2 記載の蛍光画像表示装置。

【請求項 5】 前記規定値が、前記各画像のいずれかにおける有効測定範囲の限界に基づいて定められたものであることを特徴とする請求項 2 記載の蛍光画像表示装置。

【請求項 6】 前記異常領域表示手段が、前記組織性状画像が静止画像として表示されたときにのみ、前記異常受光領域を前記正常受光領域とは異なる形態で表示するものであることを特徴とする請求項 2 から 5 のいずれか 1 項記載の蛍光画像表示装置。

【請求項 7】 前記組織性状画像が蛍光収率を表すものであることを特徴とする請求項 2 から 5 のいずれか 1 項記載の蛍光画像表示装置。

【請求項 8】 前記組織性状画像が規格化蛍光強度を表すものであることを特徴とする請求項 2 から 5 のいずれか 1 項記載の蛍光画像表示装置。

【請求項 9】 前記各画像の内少なくとも 1 つが撮像素子によって光電的に光を検出することにより得られたものであり、

前記検出の限界が、前記撮像素子の出力の飽和値に相当するものであることを特徴とする請求項 4 記載の蛍光画像表示装置。

【請求項 10】 前記有効測定範囲の限界に基づく規定値が、所定距離離れた前記正常組織への前記励起光の照射により該正常組織から発せられた蛍光の検出により得られた前記第 1 の蛍光画像と前記第 2 の蛍光画像の少なくとも一方の検出値の平均値に該検出値のバラツキを表す値を加算した値に基づいて定められたものであることを特徴とする請求項 5 記載の蛍光画像表示装置。

【請求項 11】 前記異常領域表示手段が、前記正常受光領域がモノクロ表示されている場合には前記異常受光領域をカラー表示させ、前記正常受光領域がカラー表示されている場合には前記異常受光領域をモノクロ表示させるものであることを特徴とする請求項 2、3、4、5、9 または 10 記載の蛍光画像表示装置。

【請求項 12】 前記異常領域表示手段が、前記異常受光領域の表示を点滅させるものであることを特徴とする請求項 2、3、4、5、9 または 10 記載の

蛍光画像表示装置。

【請求項 1 3】 前記異常受光領域の表示と非表示とを手動で切り替える表示切替手段を備えたことを特徴とする請求項 2、3、4、5、9 または 1 0 記載の蛍光画像表示装置。

【請求項 1 4】 前記蛍光画像表示装置が生体内に挿入する内視鏡挿入部を有する内視鏡装置であることを特徴とする請求項 2、3、4、5、9 または 1 0 記載の蛍光画像表示装置。

【請求項 1 5】 前記励起光を射出する光源を備え、該光源が、G a N 系の半導体レーザであることを特徴とする請求項 2、3、4、5、9 または 1 0 記載の蛍光画像表示装置。

【請求項 1 6】 光の照射を受けた生体組織によって反射された前記光の反射光に基づいて反射画像を取得する内視鏡画像取得方法であって、

前記反射光を検出して得た画像にローパスフィルタ処理を施して前記反射画像を取得することを特徴とする内視鏡画像取得方法。

【請求項 1 7】 光の照射を受けた生体組織によって反射された前記光の反射光に基づいて反射画像を取得する内視鏡画像取得方法であって、

前記反射光を検出して得た画像に微分フィルタ処理を施して該画像の中の前記光の正反射光を表す正反射画像領域を特定し、該正反射画像領域内の画像値を該正反射画像領域の周辺の画像値に基づいて決定した修正値に置き換えて前記反射画像を取得することを特徴とする内視鏡画像取得方法。

【請求項 1 8】 光の照射を受けた生体組織によって反射された前記光の反射光に基づいて反射画像を取得する内視鏡画像取得方法であって、

前記光の照射を 2 つの互いに異なる位置からそれぞれ異なるタイミングで行い、前記 2 つの光の照射を受けた前記生体組織によって反射された前記 2 つの光の反射光をそれぞれ画像として検出し、この検出した 2 つの画像の差を求めることにより各画像中の前記光の正反射光を表す正反射画像領域を特定し、各画像の前記正反射画像領域内の画像値をそれぞれその正反射画像領域の周辺の画像値に基づいて決定した修正値に置き換え、該置き換えられた 2 つの画像を加算することによって前記反射画像を取得することを特徴とする内視鏡画像取得方法。

【請求項 19】 光の照射を受けた生体組織によって反射された前記光の反射光に基づいて反射画像を取得する内視鏡画像取得方法であって、

前記光の照射を 2 つの互いに異なる位置からそれぞれ異なるタイミングで行い、前記 2 つの光の照射を受けた前記生体組織によって反射された前記 2 つの光の反射光をそれぞれ画像として検出し、この検出した 2 つの画像にそれぞれローパスフィルタ処理を施し、該ローパスフィルタ処理が施された 2 つの画像を加算することにより前記反射画像を取得することを特徴とする内視鏡画像取得方法。

【請求項 20】 生体組織に光を照射する照射手段と、前記光の照射を受けた生体組織によって反射された前記光の反射光を画像として検出する検出手段と、前記画像に基づいて反射画像を取得する画像取得手段とを備えた内視鏡画像取得装置であって、

前記画像取得手段が、前記反射光を検出して得た画像にローパスフィルタ処理を施すことによって反射画像を取得するものであることを特徴とする内視鏡画像取得装置。

【請求項 21】 前記ローパスフィルタ処理が 1 次元のローパスフィルタ処理を行うものであることを特徴とする請求項 20 記載の内視鏡画像取得装置。

【請求項 22】 前記ローパスフィルタ処理が 2 次元のローパスフィルタ処理を行うものであることを特徴とする請求項 20 記載の内視鏡画像取得装置。

【請求項 23】 生体組織に光を照射する照射手段と、前記光の照射を受けた生体組織によって反射された前記光の反射光を画像として検出する検出手段と、前記画像に基づいて反射画像を取得する画像取得手段とを備えた内視鏡画像取得装置であって、

前記画像取得手段が、前記反射光を検出して得た画像に微分フィルタ処理を施して該画像中の前記光の正反射光を表す正反射画像領域を特定し、該正反射画像領域内の画像値を該正反射画像領域の周辺の画像値に基づいて決定した修正値に置き換えて前記反射画像を取得するものであることを特徴とする内視鏡画像取得装置。

【請求項 24】 前記微分フィルタ処理が 1 次元の微分フィルタ処理を行うものであることを特徴とする請求項 23 記載の内視鏡画像取得装置。

【請求項 25】 前記微分フィルタ処理が 2 次元の微分フィルタ処理を行うものであることを特徴とする請求項 23 記載の内視鏡画像取得装置。

【請求項 26】 生体組織に光を照射する照射手段と、前記光の照射を受けた生体組織によって反射された前記光の反射光を画像として検出する検出手段と、前記画像に基づいて反射画像を取得する画像取得手段とを備えた内視鏡画像取得装置であって、

前記照射手段が、前記生体組織に対して互いに異なる位置からそれぞれ異なるタイミングで 2 つの光を照射するものであり、

前記検出手段が、前記 2 つの光の照射を受けた前記生体組織によって反射された前記 2 つの光の反射光をそれぞれの画像として検出するものであり、

前記画像取得手段が、前記検出された 2 つの画像の差を求めることにより、各画像中の前記光の正反射光を表す正反射画像領域を特定し、各画像の前記正反射画像領域内の画像値をそれぞれその周辺の正反射画像領域の周辺の画像値に基づいて決定した修正値に置き換え、該置き換えられた 2 つの画像を加算することによって前記反射画像を取得するものであることを特徴とする内視鏡画像取得装置。

【請求項 27】 生体組織に光を照射する照射手段と、前記光の照射を受けた生体組織によって反射された前記光の反射光を画像として検出する検出手段と、前記画像に基づいて反射画像を取得する画像取得手段とを備えた内視鏡画像取得装置であって、

前記照射手段が、前記生体組織に対して互いに異なる位置からそれぞれ異なるタイミングで 2 つの光を照射するものであり、

前記検出手段が、前記 2 つの光の照射を受けた前記生体組織によって反射された前記 2 つの光の反射光をそれぞれの画像として検出するものであり、

前記画像取得手段が、前記検出された 2 つの画像にそれぞれローパスフィルタ処理を施し、該ローパスフィルタ処理が施された 2 つの画像を加算することによって前記反射画像を取得するものであることを特徴とする内視鏡画像取得装置。

【請求項 28】 前記生体組織に、励起光を照射する励起光照射手段と該励起光の照射を受けた生体組織から発生した蛍光を画像として検出する蛍光画像検

出手段とをさらに備え、

前記画像取得手段が、前記蛍光画像と前記反射画像との比率に基づき蛍光収率画像を取得するものであることを特徴とする請求項 20 から 27 のいずれか 1 項記載の内視鏡画像取得装置。

【請求項 29】 前記反射画像が、前記励起光の反射光によって形成されたものであることを特徴とする請求項 28 記載の内視鏡画像取得装置。

【請求項 30】 前記反射画像が、前記照射手段によって照射された近赤外光の反射光によって形成されたものであることを特徴とする請求項 28 記載の内視鏡画像取得装置。

【請求項 31】 前記反射画像が、前記照射手段によって照射された赤色の波長領域の反射光によって形成されたものであることを特徴とする請求項 28 記載の内視鏡画像取得装置。

【請求項 32】 前記反射画像が、前記照射手段によって照射された前記光の反射光に基づいて生成された輝度信号によって形成されたものであることを特徴とする請求項 28 記載の内視鏡画像取得装置。

ABSTRACT OF THE DISCLOSURE

励起光の照射を受けた生体組織から発せられた蛍光を特定の波長領域において検出することにより得られた第1の蛍光画像と、前記蛍光を前記特定の波長領域とは異なる波長領域において検出することにより得られた第2の蛍光画像もしくは参照光の照射を受けた前記生体組織によって反射された反射参照光を検出することにより得られた反射参照光画像とに基づく演算により、前記生体組織までの距離を補正した前記生体組織の組織性状を表す組織性状画像を作成する。前記組織性状画像に含まれる各画像領域について、該領域が規定値以上の光量を受光した異常受光領域であるか、あるいは前記規定値未満の光量を受光した正常受光領域であるかを前記各画像のいずれかに基づいて判定し、前記異常受光領域を前記正常受光領域とは異なる形態で表示する。

United States Patent & Trademark Office
Office of Initial Patent Examination

Application papers not suitable for publication

SN 09758126

Mail Date 01-12-01

☒ Non-English Specification

☐ Specification contains drawing(s) on page(s) _____ or table(s) _____

☐ Landscape orientation of text ☐ Specification ☐ Claims ☐ Abstract

☐ Handwritten ☐ Specification ☐ Claims ☐ Abstract

☐ More than one column ☐ Specification ☐ Claims ☐ Abstract

☐ Improper line spacing ☐ Specification ☐ Claims ☐ Abstract

☐ Claims not on separate page(s)

☐ Abstract not on separate page(s)

☐ Improper paper size -- Must be either A4 (21 cm x 29.7 cm) or 8-1/2"x 11"

☐ Specification page(s) _____ ☐ Abstract

☐ Drawing page(s) _____ ☐ Claim(s)

☐ Improper margins

☐ Specification page(s) _____ ☐ Abstract

☐ Drawing page(s) _____ ☐ Claim(s)

☐ Not reproducible

Section

Reason

☐ Specification page(s) _____

☐ Paper too thin

☐ Drawing page(s) _____

☐ Glossy pages

☐ Abstract

☐ Non-white background

☐ Claim(s)

☐ Drawing objection(s)

☐ Missing lead lines, drawing(s) _____

☐ Line quality is too light, drawing(s) _____

☐ More than 1 drawing and not numbered correctly

☐ Non-English text, drawing(s) _____

☐ Excessive text, drawing(s) _____

☐ Photographs capable of illustration, drawing(s) _____